

Bronchoskopische Navigation mittels Pose Estimation des C-Bogens aus musterkodierten Fluoroskopie-Aufnahmen



vom Fachbereich Informatik
der Technischen Universität Darmstadt
genehmigte

DISSERTATION

zur Erlangung des akademischen Grades eines
Doktor-Ingenieurs (Dr.-Ing.)
von

M.Sc. Teena Steger

geboren in Groß-Gerau, Deutschland

Referenten der Arbeit: Prof. Dr.-Ing. Georgios Sakas
Technische Universität Darmstadt

Prof. Dr. techn. Dieter W. Fellner
Technische Universität Darmstadt

Dr. med. Manfred Wagner
Klinikum Nürnberg

Tag der Einreichung: 24.03.2014
Tag der mündlichen Prüfung: 24.06.2014

Darmstädter Dissertation
D 17

Darmstadt, 2014

Erklärung zur Dissertation

Hiermit versichere ich die vorliegende Dissertation selbständig nur mit den angegebenen Quellen und Hilfsmitteln angefertigt zu haben. Alle Stellen, die aus Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht. Diese Arbeit hat in gleicher oder ähnlicher Form noch keiner Prüfungsbehörde vorgelegen.

Darmstadt, den 24.03.2014

Teena Steger

Für Sohan

Danksagung

An dieser Stelle bedanke ich mich bei all jenen Menschen, die zum erfolgreichen Abschluss meiner Dissertation beigetragen haben. Mein Doktorvater Prof. Dr. Sakas hat mir viel Freiraum bei der Entwicklung und Umsetzung eigener Gedanken gelassen, mich aber auch mit konkreten Ideen dazu ermuntert, die Arbeit immer noch einen Schritt weiterzuführen und so zu verbessern. Ich bedanke mich sowohl für das entgegengebrachte Vertrauen als auch die motivierende Haltung. Prof. Dr. Dieter Fellner drücke ich meinen Dank für die kritischen Fragen und die Betrachtung des Themas aus einer anderen Perspektive aus. Diese Inspiration hat letztlich zu einigen wertvollen Einfällen geführt.

Meinem Abteilungsleiter Dr. Stefan Wesarg und meinen lieben Kollegen am Fraunhofer IGD danke ich sowohl für den regen fachlichen Austausch als auch das kommunikative und freundschaftliche Arbeitsklima. Dr. Stefan Wesarg gebührt außerdem ewiger Dank meinerseits für seine beispiellose Unterstützung bei der Vereinbarkeit von Familie und Beruf.

Bei medizinischen Fragestellungen haben mich Dr. Andreas Markus und Dr. Manfred Wagner durch zahlreiche Gespräche, aber auch Demonstrationen im Operationssaal, kräftig unterstützt. Das mir auf diese Weise zuteilgewordene medizinische Fach- und Praxiswissen haben wesentlich zum Gelingen meiner Arbeit beigetragen.

Für die Fertigung der Markerplatte danke ich herzlich der Firma GfM und besonders ihrem Geschäftsführer Dipl.-Ing. Werner Rösch für die vielen technischen Gespräche und Experimente, die im Vorfeld durchgeführt wurden.

Meiner Schwester Seena Vellaramkalayil danke ich fürs Korrekturlesen und meinen Eltern George und Molly Vellaramkalayil für ihren bedingungslosen Rückhalt und ihre Gebete in den vergangenen Jahren.

Ich habe das außergewöhnliche Glück einen Ehemann zu haben, der gleichzeitig auch mein vertrautester Kollege und bester Freund ist. Dr. Sebastian Steger hat mich fachlich auf höchstem Niveau unterstützt, mich ermutigt und oft aufgebaut. Er hat mir im Privaten häufig den Rücken freigehalten und dazu selbst auf vieles verzichtet. Vor allem aber hat er unseren Sohn Sohan an vielen Wochenenden und Abenden so liebevoll betreut, dass dieser seine Mutter niemals vermisst hat.

Kurzfassung

Die Bronchoskopie ist die wichtigste und sicherste Untersuchungsmethode bei Verdacht auf Lungenkrebs. Sie dient sowohl der visuellen Inspektion der Atemwege als auch der Gewebeentnahme an verdächtigen Läsionen. Erst aufgrund der so gewonnenen Probe kann entschieden werden, ob es sich um bösartiges Gewebe handelt. Damit die Biopsie an der korrekten Stelle durchgeführt wird, ist es besonders wichtig, dass die bronchoskopischen Operationsinstrumente präzise innerhalb des Bronchialbaums geführt werden können. Dabei behilft sich der Arzt zum einen mit der Kamera an der Bronchoskopspitze und zum anderen mit der intraoperativen C-Bogen-Durchleuchtung. Leider liefert keine dieser Visualisierungstechniken eine 3D-Sicht des Bronchialbaums oder die aktuelle 3D-Position des Instruments. Genau diese Hilfestellung leisten bronchoskopische Navigationssysteme und tragen somit erheblich zur Genauigkeit der Instrumentenführung und Beschleunigung des Eingriffs bei.

Bronchoskopische Navigationssysteme verwenden meist EM-Sensoren, um die aktuelle Position des Instruments innerhalb der Bronchien zu verfolgen. Solche Systeme müssen nicht nur kostspielig und aufwändig installiert, sondern die jeweiligen getrackten Instrumente auch nach jedem Gebrauch teuer ersetzt werden. Um dieses Problem zu umgehen, wird auch an Systemen entwickelt, die lediglich die Bronchoskopiebilder zur 2D/3D-Registrierung verwenden. Damit kann die Navigation aber nur so lange angeboten werden, wie die Bronchoskopspitze in die Bronchien vorgeschoben werden kann. Im Normalfall wird aber gerade in den nicht erreichbaren peripheren Verästelungen eine Navigationsstütze benötigt. Deshalb wird in dieser Arbeit ein Verfahren vorgestellt, welches unabhängig von der Bronchoskopie Reichweite anwendbar ist und ausschließlich auf die bereits vorhandene Ausstattung im OP-Saal zurückgreift. Somit wird eine höhere klinische Einsetzbarkeit und Akzeptanz erwartet.

Die neuartige Grundidee ist hierbei, dass bei bekannter Aufnahme-Position des C-Bogens ein virtueller Strahl von C-Bogen-Röntgenquelle durch das Patienten-CT zur Instrumentenspitzenposition auf dem Durchleuchtungsbild generiert werden kann. Dieser 3D-Strahl schneidet dann den Bronchialbaum im CT genau an der Stelle, wo sich das Instrument aktuell befindet. Die große Herausforderung ist nun die C-Bogen Pose während der Aufnahme zu bestimmen. Dafür wurde von mir eine innovative Markerplatte entwickelt, die auf dem Patiententisch befestigt wird. Bei jeder Aufnahme wird ein Teil der radioopaken Marker auf der Durchleuchtung abgebildet. Um nun eine C-Bogen Pose Estimation durchzuführen, müssen die abgebildeten 2D-Marker eindeutig ihren korrespondierenden 3D-Markern auf der Platte zugeordnet werden. Deshalb habe ich bei der Anordnung der Marker erstmals die projektive Invariante Doppelverhältnis eingesetzt. Dies ermöglicht, dass die Marker auch nach Projektion verlässlich identifiziert und zugeordnet werden. Die entworfene Markerplatte wurde zahlreichen Experimenten unterzogen, darunter auch Phantom- und Tierkadavertests. Dabei wurden sehr gute quantitative Ergebnisse für die C-Bogen Pose Estimation bezüglich Erfolgsraten und Genauigkeiten gemessen.

In dieser Arbeit stellt weitere wichtige Komponenten eines Bronchoskopie-Navigationssystems vor: Bronchialbaumsegmentierung und -skeletonisierung, Tumorsegmentierung, 2D-Instrumentenverfolgung, Patient-zu-Tisch-Registrierung, Pfadberechnung und 3D-Visualisierung. Dabei wurden vorhandene Lösungen aus der Literatur aufgegriffen bzw. erweitert aber auch neue Methoden entwickelt. Alle diese Komponenten wurden sowohl einzeln und als auch im Zusammenspiel miteinander untersucht. Bei Tests mit einem Bronchialbaumphantom erzielte sehr gute qualitative Ergebnisse.

Abstract

Bronchoscopy is the most important and safest examination method for suspected lung cancer. It is used for visual inspection of the airways as well as for extracting tissue at suspicious lesions. Solely based on a sample acquired in this way, the decision, whether the lesion is malignant or not, can be made. For executing the biopsy at the correct location, it is especially important to precisely guide the bronchoscopic instruments inside the bronchial tree. Therefore, the physician uses the camera at the tip of the bronchoscope and intraoperative C-arm fluoroscopy. Unfortunately, none of these visualizations provide 3D views of the bronchial tree or the current 3D location of the instrument. Bronchoscopic navigation systems provide this support, thereby contributing considerably to the accuracy of instrument guidance and to the acceleration of the intervention.

Bronchoscopic navigation systems mostly use EM sensors to track the current position of the instrument inside the bronchial tree. These systems not only need to be installed expensively and elaborately, but also the respective instruments need to be replaced costly after each use. To avoid this problem, some systems use only the bronchoscopic camera images for 2D/3D registration. Consequently, navigation support can only be provided as far as the bronchoscope can be pushed forward. However, especially these poorly reachable peripheral ramifications need navigation support. Therefore, this work presents a navigation method, which is independent of the bronchoscopic reach and uses only the already existing facilities on the operation room. Thus, a higher clinical applicability and acceptance is expected.

The innovative principal idea is that, if the C-arm pose during image acquisition is known, a virtual ray starting at the C-arm's X-ray source through the patient's CT towards the instrument's tip on the fluoroscopic image can be generated. This 3D ray intersects the bronchial tree exactly at the position where the instrument's tip currently resides. The biggest challenge is to determine the C-arm pose during image acquisition. For this, I designed an innovative marker board to be placed on the patient's table. On each fluoroscopic image, a section of the radio-opaque markers is pictured. For C-arm pose estimation, the imaged 2D markers need to be mapped unambiguously to their corresponding 3D source markers on the board. Therefore, I, for the first time, use the projective invariant cross-ratio for the arrangement of the markers on the board. This enables reliable identification and mapping of the markers even after projection. The marker board I developed was subject to numerous experiments, among them also phantom and animal cadaver experiments. In the process, very good quantitative results were measured for C-arm pose estimation regarding success rate and accuracy.

Furthermore, this work presents other important components of a bronchoscopy navigation system: bronchial tree segmentation, bronchial tree skeletonization, tumor segmentation, 2D instrument tracking, patient-to-table registration, path calculation, and 3D visualization. For this, partly existing methods were selected and extended and partly new methods were developed. All of these components were evaluated individually and also their interaction with each other was tested. Experiments on a bronchial tree model led to very promising qualitative results.

Inhaltsverzeichnis

| | |
|---|-----------|
| 1. Einleitung | 1 |
| 1.1. Motivation | 1 |
| 1.2. Problemstellung | 2 |
| 1.3. Eigener Lösungsansatz | 3 |
| 1.4. Aufbau der Arbeit | 4 |
| 2. Stand der Technik | 5 |
| 2.1. Navigationssysteme in der Endoskopie | 5 |
| 2.1.1. Virtuelle Endoskopie | 5 |
| 2.1.2. Augmented Endoskopie | 7 |
| 2.2. Navigierte Bronchoskopie | 9 |
| 2.2.1. Trackerbasierte Navigation | 11 |
| 2.2.2. Hybride Navigation | 17 |
| 2.2.3. Bildbasierte Navigation | 24 |
| 2.2.4. Zusammenfassung | 32 |
| 2.3. C-Bogen Pose Estimation | 35 |
| 2.3.1. Kalibrierungsring | 35 |
| 2.3.2. FTRAC-Kalibrierungsobjekt | 36 |
| 2.3.3. Ohne Kalibrierungsobjekt | 37 |
| 2.3.4. Elliptisches Kalibrierungsobjekt | 38 |
| 2.3.5. C-Bogen-Ultraschall-Registrierung | 40 |
| 2.3.6. FTRAC und 2D/3D-Registrierung | 41 |
| 2.3.7. H-förmiges Kalibrierungsobjekt | 43 |
| 2.3.8. Papier-Kalibrierungsmuster | 43 |
| 2.3.9. Kalibrierungsscheibe | 44 |
| 2.3.10. Zusammenfassung | 45 |
| 2.4. Fazit | 46 |
| 3. Pose Estimation | 51 |
| 3.1. Grundlagen | 51 |
| 3.1.1. C-Bogen | 51 |
| 3.1.2. Projektive Geometrie | 52 |
| 3.1.3. Kalibrierung | 57 |
| 3.2. Muster | 61 |
| 3.2.1. Herausforderungen | 64 |
| 3.2.2. Eigene Lösung | 65 |
| 3.2.3. Doppelverhältnis-Eindeutigkeit | 77 |
| 3.3. Ausblick: Musteroptimierung | 81 |
| 3.3.1. Starre Doppelverhältnis-Distanz | 81 |

| | |
|--|------------|
| 3.3.2. Adaptive Doppelverhältnis-Distanz | 84 |
| 3.4. Marker | 89 |
| 3.4.1. Detektion | 89 |
| 3.4.2. Inpainting | 99 |
| 3.5. Kalibrierung | 102 |
| 3.5.1. Intrinsisch | 102 |
| 3.5.2. Extrinsisch | 105 |
| 4. Navigation | 115 |
| 4.1. Segmentierung | 115 |
| 4.1.1. Bronchialbaum | 115 |
| 4.1.2. Bronchoskopische Instrumente | 119 |
| 4.1.3. Läsionen | 128 |
| 4.2. Intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung | 129 |
| 4.2.1. DRR-Generierung | 131 |
| 4.2.2. Registrierungsprozess | 132 |
| 4.2.3. Metriken | 134 |
| 4.2.4. Optimierungsverfahren | 135 |
| 4.3. Pfadfindung | 139 |
| 5. Experimente & Ergebnisse | 143 |
| 5.1. Pose Estimation | 143 |
| 5.1.1. Marker-Detektion | 143 |
| 5.1.2. Intrinsische Kalibrierung | 145 |
| 5.1.3. Extrinsische Kalibrierung | 146 |
| 5.2. Navigation | 159 |
| 5.2.1. Bronchialbaumsegmentierung | 159 |
| 5.2.2. Instrumentenverfolgung | 161 |
| 5.2.3. Intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung | 165 |
| 5.2.4. Pfadfindung | 167 |
| 6. Applikation | 169 |
| 6.1. Präoperativ | 169 |
| 6.1.1. Segmentierungswerkzeuge | 169 |
| 6.1.2. Fly-through | 173 |
| 6.2. Intraoperativ | 175 |
| 6.2.1. Navigations-Hardware | 176 |
| 6.2.2. Navigations-Software | 178 |
| 7. Zusammenfassung und Ausblick | 183 |
| 7.1. Ergebnisse | 183 |
| 7.2. Weiterführende Arbeiten | 185 |
| A. Bestimmung des Mustermittelpunktes | 187 |
| Lebenslauf | 205 |

1. Einleitung

1.1. Motivation

Lungenkrebs ist die dritthäufigste Krebserkrankung sowohl bei Männern als auch bei Frauen in Deutschland. Die Gesellschaft der epidemiologischen Krebsregister e.V. und das Robert Koch-Institut rechneten mit 33.700 neu erkrankten Männern und 17.700 neu erkrankten Frauen für das Jahr 2012. Dabei sind 26% aller Krebssterbefälle bei Männern und 13% aller Krebssterbefälle bei Frauen auf Lungenkrebs zurückzuführen. Die aktuellen Überlebensraten werden von den Landesregistern mit 15% für Männer und 19% für Frauen angegeben [71]. Diese alarmierend niedrigen Zahlen hängen zum großen Teil mit der meist zu späten Erkennung der Krankheit zusammen [79]. Leider existieren bisher auch keine zuverlässigen Früherkennungsverfahren, die nicht zu aufwändig oder zu belastend sind, um sie regelmäßig an gesunden Menschen anzuwenden. Deshalb werden Untersuchungen zur Abklärung über das Vorhandensein oder Nichtvorhandensein einer Erkrankung erst aufgrund typischer Symptome, wie z.B. Husten, Atemnot oder Gewichtsverlust, durchgeführt [50]. Laboruntersuchungen des Blutes und des ausgehusteten Bronchialschleims oder Röntgen- bzw. CT-Aufnahmen der Lunge sind die ersten Schritte bei der Diagnose [75]. Sind dabei krankhafte Zellen unter dem Mikroskop entdeckt worden oder gar karzinomverdächtige Strukturen auf den Bilddaten sichtbar, besteht Verdacht auf Lungenkrebs [36].

Die wichtigste und sicherste diagnostische Maßnahme bei Verdacht auf Lungenkrebs ist die Lungen Spiegelung oder auch *Bronchoskopie* [36, 50]. Hierbei wird ein biegsamer Schlauch mit einer eingebauten Kamera an der Spitze, das sogenannte Bronchoskop, über die Nase oder den Mund in die Bronchien eingeführt. Kleine Zangen und Nadeln zur Gewebeentnahme können durch diesen Schlauch an der verdächtigen Stelle positioniert und eingesetzt werden [101]. Erst die Untersuchung des so entnommenen Gewebes kann sicher entscheiden, ob es sich um Krebs handelt. Auch der Tumortyp kann ebenfalls auf Grundlage der Biopsie bestimmt werden [36]. Da die Untersuchung selbst sehr unangenehm sein kann, wird der Patient während der Bronchoskopie sediert und seine Schleimhäute lokal anästhesiert [101].

Das Bronchoskop ermöglicht dem Arzt in Bronchialäste und Verzweigungen von nur wenigen Millimetern vorzudringen und mit Hilfe der eingebauten Kamera vergrößert an einem Monitor einzusehen. Auf diese Weise kann er das Biopsieinstrument mehr oder weniger gezielt zur gewünschten Stelle führen. Da die Sicht des bronchoskopischen Videos nur sehr beschränkt ist, nämlich auf den aktuellen Bronchialast oder die aktuelle Verzweigung, behilft der Arzt sich zur Orientierung zusätzlich intraoperativer Fluoroskopie-Aufnahmen. Dabei wird während der Bronchoskopie ein C-Bogen eingesetzt, der so positioniert und orientiert wird, dass die aktuelle Lage des Bronchoskops im Thorax sichtbar wird. Dies soll zum einen dazu dienen, festzustellen, wo das Bronchoskop sich innerhalb des Bronchialbaumes befindet und zum anderen dabei helfen, den Weg oder Pfad zum Ziel, also normalerweise zum möglichen Tumor, abzuschätzen.

1.2. Problemstellung

Trotz der vorhandenen intraoperativen Bildgebung, sowohl der Bronchoskopkamera als auch des C-Bogens, erfordert zielgerichtetes, präzises und schnelles Navigieren durch die Bronchien zum Zielort viel Erfahrung und Fertigkeit vonseiten des Arztes. Während die Bronchoskopkamera weder Aufschluss über die aktuelle Position innerhalb des gesamten Bronchialbaumes noch den Führungspfad zum Tumor gibt, werden auf den Fluoroskopie-Aufnahmen zum einen der Bronchialbaum und die Tumore nicht klar erkennbar dargestellt und zum anderen fehlen aufgrund der projektiven Darstellung jegliche dreidimensionalen Informationen, die für die Positionsbestimmung und *Navigation* des Bronchoskops notwendig wären. Somit fällt es auch geübten Ärzten oft schwer das Instrument zielorientiert zu führen. Schnelleres und präziseres Führen würde aber die recht unangenehme Untersuchung erheblich verkürzen und die Belastung für den Patienten nennenswert vermindern. Auch könnte so die bisher recht niedrige Sensitivität bei bronchoskopischen Biopsien (76%) [107] gesteigert werden. Somit würde die Notwendigkeit seltener werden für die Gewebeentnahme auf invasivere Methoden, die im Vergleich eine weitaus größere Gefahr für den Patienten darstellen, zurückzugreifen.

Vor diesem Hintergrund wird seit einigen Jahren an computergestützter *bronchoskopischer Navigation* geforscht und entwickelt. Es existieren bereits einige kommerzielle Navigationssysteme, die dem Arzt geeignete Werkzeuge und Visualisierungen bieten, um das Bronchoskop effizienter und genauer zu führen. Die Hauptidee ist hier, die Lage des Bronchoskops innerhalb der Atemwege zu lokalisieren und in einer dreidimensionalen Darstellung anzuzeigen. Außerdem können Informationen, die aus dem präoperativ erstellten CT gewonnen wurden, effektiv und sinnvoll eingebracht werden. So kann z.B. der Pfad zum möglichen Tumor direkt visualisiert werden bzw. der Arzt darauf hingewiesen werden, falls er sich in einer falschen Abzweigung befindet.

Die meisten dieser Bronchoskopie-Navigationssysteme verwenden *elektromagnetische Tracker*, die an der Spitze des Bronchoskops angebracht werden müssen [126, 55, 147]. Mit Hilfe solcher Tracker lässt sich die 3D-Position und -Orientierung des Bronchoskops innerhalb eines Bezugskoordinatensystems bestimmen. Daraus lässt sich nach geeigneter Initialisierung bzw. Kalibrierung die aktuelle Position des Bronchoskops innerhalb des CT-Volumens zurückrechnen. Somit lässt sich das Instrument auch innerhalb des Bronchialbaumes lokalisieren und entsprechend sichtbar machen. Problematisch sind hier zum einen die Atmung und manchmal auch die Hustenanfälle des Patienten, da dann eine eindeutige Übereinstimmung mit dem CT-Volumen nicht mehr zwangsläufig gegeben ist, und zum anderen die relativ hohe Sensibilität der elektromagnetischen Tracker gegenüber Metallobjekten, wie sie in klinischen Operationsräumen leider häufig anzutreffen sind [30, 44, 63]. Ein möglicherweise sogar gravierenderes Problem ist aber, dass solche Navigationssysteme nunmehr abhängig von Bronchoskop-Herstellern sind, die die Tracker auf den Bronchoskopen verbauen müssen. Diese müssen wiederum autoklavierbar oder kostengünstig gewechselt werden. Die mit solchen trackerbasierten Systemen verbundenen Kosten und der Aufwand sowohl für Beschaffung, Einbau und Wartung als auch die fehlende Bereitschaft, ein neues Verfahren zu erlernen, stellen zur Zeit noch eine hohe Hürde für Akzeptanz und Einsatz dieser Systeme in Deutschland dar.

Aufgrund der soeben beschriebenen Probleme mit elektromagnetischen Trackern werden auch Systeme entwickelt, die ausschließlich bildbasiert arbeiten und so die Lage des Bronchoskops bestimmen [22, 112]. Dazu gehören in erster Linie Systeme, die die Kamerabilder des Bronchoskops verwenden. Dabei werden die endoskopischen Aufnahmen der Innenseite der Bronchien bildbasiert mit den aus dem präoperativen CT-Volumen segmentierten Bronchien registriert. Auf diese Weise kann dann die aktuelle Position des Bronchoskops bestimmt werden. Leider besitzen diese Systeme meist nicht die nötige Präzision und Robustheit, so dass auch diese oft mit einem elektromagnetischen

Tracker erweitert werden. Als Kombinationslösung kann auch dem Problem der Patientenbewegung etwas zuverlässiger entgegengewirkt werden.

1.3. Eigener Lösungsansatz

Der in meiner Arbeit vorgestellte Ansatz zur bronchoskopischen Navigation verzichtet gänzlich auf die Verwendung von elektromagnetischen Trackern und arbeitet ausschließlich bildbasiert. Allerdings werden nicht die Videobilder des Bronchoskops verwendet, wie in [22, 112], sondern die fluoroskopischen Aufnahmen des C-Bogens, der während der Bronchoskopie zur intraoperativen Bildgebung genutzt wird. Der Arzt muss weder ein neues Trackingsystem kaufen und installieren noch sich auf einen bestimmten Bronchoskophersteller festlegen. Auch können im Regelfall bereits im Operationsaal vorhandene C-Bögen weiter verwendet werden. Damit ist das hier vorgestellte System sowohl unabhängig vom Instrumentenhersteller als auch vom Gerätehersteller des C-Bogens. Diese Unabhängigkeit und die damit verbundene Kostenersparnis machen mein System reizvoller und leichter zugänglich für die klinische Praxis als bisher vorgestellte Bronchoskopie-Navigationssysteme.

Das Hauptziel meiner Arbeit ist es also, aus den zweidimensionalen intraoperativen Fluoroskopieaufnahmen des Bronchoskops die dreidimensionale Lage desselben in der präoperativen CT-Aufnahme des Patienten, oder genauer des Bronchialbaums, zu bestimmen. Die Grundidee des Lösungsansatzes ist, dass sich bei bekannter 3D-Position und -Orientierung des C-Bogens, im Folgenden auch *C-Bogen Pose* genannt, die Projektion des Bronchoskops aus dem Fluoroskopiebild ins CT-Volumen zurückrechnen lässt. Die Projektionsstrahlen werden dann mit dem präoperativ aus dem CT segmentierten Bronchialbaum geschnitten und somit die aktuelle Bronchoskop-Position innerhalb der Atemwege bestimmt. Die in einigen Fällen bestehenden Uneindeutigkeiten in Projektionsrichtung können aufgrund der baumartigen Struktur der Bronchien effektiv ausgeglichen werden.

Der Kern dieser Arbeit beschäftigt sich deshalb als Erstes mit der Ermittlung der C-Bogen Pose in Relation zum Patiententisch. Um dabei möglichst herstellerunabhängig zu bleiben, wurde ein Muster aus Stahlkügelchen und -stäbchen (*Marker*) entwickelt [1], welches eingebaut in eine Acrylglasplatte auf dem Tisch, ggf. auch unterhalb oder innerhalb desselben, angebracht wird. Ausschnitte dieses Musters sind auf den Fluoroskopiebildern stets gut erkennbar und die Marker lassen sich robust segmentieren. Diese Marker können nun verwendet werden, um mit Hilfe von Kamerakalibrierungsmethoden eine sogenannte *Pose Estimation* (engl.: Posenschätzung) des C-Bogens durchzuführen. Im Gegensatz zur intensitätsbasierten 2D/3D-Registrierung können mit dieser Methode auch Transformationen innerhalb eines größeren Erfassungsbereiches ohne manuelle Initialisierung und in für die klinische Anwendung praktikabler Zeit gefunden werden. Die Marker, die auf den Fluoroskopiebildern auftauchen, sind recht klein und können zeitnah mit sogenannten *Inpainting*-Methoden (engl.: Übermalen) entfernt werden, so dass kaum eine Beeinträchtigung für den Arzt bestehen bleibt.

Im zweiten Teil befasst sich meine Arbeit mit der automatischen Segmentierung von Bronchialbaum und Lungentumoren aus CT-Daten und der Detektion des Bronchoskops bzw. von Biopsieinstrumenten auf dem Fluoroskopiebild. Intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierungsmethoden wurden untersucht, um damit mögliche kleinere Bewegungen des Patienten während der Operation auszugleichen.

Die Kombination der Ergebnisse aller Teilaufgaben ermöglicht dann im letzten Schritt die Berechnung und Visualisierung des 3D-Führungspfades des Bronchoskops innerhalb des Bronchialbaumes zur aktuellen 3D-Position der Spitze. Hilfreich für den Arzt ist auch die Hervorhebung des segmentierten Bronchialbaums und der Tumoren auf dem Fluoroskopiebild. Dies ist durch die Generierung von künstlichen Röntgenbildern aus den Segmentierungen und der vorher bestimmten Pose, d.h. der

Projektionsrichtung, möglich. Außerdem kann von der aktuellen Position des Bronchoskops auch der Weg zum Zieltumor automatisch berechnet und angezeigt werden.

1.4. Aufbau der Arbeit

Das nun folgende Kapitel 2 erörtert zunächst die vorhandenen Systeme und die aktuelle Literatur zur bronchoskopischen Navigation. Da sie in engem Zusammenhang mit dem in dieser Arbeit vorgestellten Ansatz stehen, wird dann auch ein Überblick über aktuelle 2D/3D-Registrierungsmethoden gegeben und die Vorteile des eigenen Ansatzes gegenüber diesen erläutert. Zuletzt folgt ein Abriss der bekannten Lösungen zur C-Bogen Pose Estimation und ich werde erklären, wie ich mich von diesen abgrenze.

Kapitel 3 beschäftigt sich mit der entwickelten Pose Estimation Methode. Zunächst werden Grundlagen zur projektiven Geometrie und Kalibrierung im Allgemeinen erläutert. Es folgen Beschreibungen zur Entwicklung, dem Aufbau, der Optimierung und der Verwendung meines Musters. Wie die einzelnen Marker im Fluoroskopiebild segmentiert werden und nach Rückprojektion wieder daraus vollständig entfernt werden, behandelt der darauffolgende Abschnitt. Zuletzt wird dann die eigentliche Kalibrierung, intrinsisch und extrinsisch, beschrieben.

Es folgt Kapitel 4, welches die verwendeten Methoden zur Bronchialbaum-, Tumor- und Bronchoskopsegmentierung aufführt, 2D/3D-Registrierungen mit unterschiedlichen Metriken vorstellt und schließlich die Pfadfindung, die als gemeinsames Ziel all dieser Verfahren verstanden werden kann, erläutert.

Die Verfahren sowohl zur Pose Estimation als auch zur 2D/3D-Registrierung, Segmentierung und Pfadfindung wurden ausführlich getestet und bewertet. Alle Experimente und Evaluationen sind in Kapitel 5 zu finden. Da die von mir entwickelte Markerplatte als Zubehör zum Medizinprodukt (C-Bogen) unter das Medizinproduktegesetz [72] (MPG) fällt, müssen vor dem Inverkehrbringen und der Inbetriebnahme (§6 MPG) die grundlegenden Anforderungen (§7 MPG) an ein Medizinprodukt erfüllt sein. Dies muss zudem in einem für das Medizinprodukt vorgeschriebenen Konformitätsbewertungsverfahren (§37 MPG) geprüft werden. Ein solches Verfahren ist sowohl mit großem Aufwand als auch hohen Kosten verbunden. Deshalb konnten im Rahmen dieser Arbeit keine Tests der Markerplatte am Patienten bzw. mit Patientendaten ausgeführt werden.

Das softwaretechnische Ergebnis meiner Arbeit wird in Kapitel 6 vorgestellt. Hier werden sowohl präoperative Werkzeuge als auch die Bestandteile des intraoperativ verwendbaren Navigationssystems beschrieben und deren Nutzen für den Arzt erläutert.

Abschließen werde ich in Kapitel 7 mit einer Zusammenfassung der Ergebnisse und einem Ausblick auf weiterführende Arbeiten auf dem Gebiet.

2. Stand der Technik

Das Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines herstellerunabhängigen Bronchoskopie-Navigationssystems ohne externen Tracker. Wie bei anderen Endoskop-Assistenzsystemen auch, geht es in der bronchoskopischen Navigation darum, die Position und Orientierung des Endoskopbildes, sprich der Bronchoskopspitze sowie von Instrumenten, die durch den Kanal geschoben werden, wie z.B. der Biopsienadel oder -zange, relativ zum Patienten zu bestimmen. Mit Hilfe dieser Information ist es möglich, eine ortsgenaue Echtzeitbildfusion von präoperativen und intraoperativen Aufnahmen unterschiedlicher Modalität und Dimension an einem Bildschirm anzuzeigen [89]. Im Falle der Bronchoskopie handelt es sich dabei normalerweise um die intraoperative zweidimensionale Bronchoskop-Video-Bildgebung und C-Bogen-Durchleuchtung sowie das dreidimensionale präoperative CT-Volumen.

Die wirklich herausfordernde Aufgabe hierbei ist die *präzise* Echtzeitbestimmung der aktuellen Position der Bronchoskopspitze in Relation zum CT-Volumen und somit zum Patienten selbst. Danach lassen sich geeignete augmentierende und unterstützende Visualisierungen an der entsprechenden Stelle zur Orientierung während der Navigation leicht erzeugen und anbieten.

In Abschnitt 2.1 dieses Kapitels werde ich einen kurzen Einblick in Endoskopie-Navigationssysteme, deren Komponenten, Funktionen und Anwendungsgebiete geben. Im darauffolgenden Abschnitt 2.2 erörtere ich, welche Ansätze bereits bestehen, um das genannte Problem der Positionsbestimmung des Bronchoskops zu lösen. Da ich das Problem über die C-Bogen-Posenbestimmung lösen werde, befasst sich der dritte Abschnitt 2.3 dieses Kapitels mit aktuellen Verfahren zu diesem Thema. Da dies der Kern meiner Arbeit ist und es bisher keine solchen Verfahren gibt, die für mein Anwendungsgebiet der Bronchoskopie-Navigation entwickelt wurden, befasst sich dieser Teil mit Methoden außerhalb meines Anwendungsgebietes. Dennoch wird deutlich, an welcher Stelle die eigene Methode ansetzt und warum das entwickelte Verfahren sowohl neu und innovativ als auch erforderlich ist, um das Problem der Bronchoskop-Positionsbestimmung zufriedenstellend zu lösen.

2.1. Navigationssysteme in der Endoskopie

Endoskopische Navigationssysteme werden in virtuelle und augmented Systeme unterteilt. Im Folgenden werden diese beiden unterschiedlichen Ansätze kurz dargestellt.

2.1.1. Virtuelle Endoskopie

Bei der virtuellen Endoskopie werden Techniken aus der Computergrafik und der medizinischen Visualisierung verwendet, um Hohlorgane oder anatomische Aushöhlungen zu untersuchen. Es wird hierbei unterschieden zwischen Methoden, die die reale Endoskopie lediglich simulieren und Methoden, die über die Möglichkeiten eines Endoskops hinausgehen.

Anwendung findet die virtuelle Endoskopie sowohl als Ersatz für einen chirurgischen Eingriff zur Untersuchung eines Organs als auch als Mittel zur Planung eines Eingriffs. Auch zum Training von unerfahrenen Endoskopisten kann sie eingesetzt werden.

Virtuelle Endoskopie wird bei der Untersuchung des Kolons [60], der Bronchien [46], des Bauchs [66], der Blase [118], der Niere [16], der Larynx [62], der Nasennebenhöhle [155] und des Hirnkammersystems [15] eingesetzt.

Vor- und Nachteile

Die physikalischen Bedingungen, an die ein Endoskop gebunden ist, müssen in der virtuellen Welt nicht beachtet werden. So können z.B. Faltungen des Dickdarms virtuell entfaltet oder andere Bereiche, z.B. außerhalb oder innerhalb der Organwand, eingesehen werden. Diese kann eine Endoskopkamera aufgrund ihrer perspektivischen Gegebenheiten nicht erreichen. Auch ganze Organe, die für die Endoskopie eigentlich nicht geeignet sind, wie z.B. Blutgefäße oder die Brustorta, können virtuell untersucht werden. Das bedeutet, dass sogar zumindest theoretisch eine Verbesserung zur realen Endoskopie erreicht wird [151].

Ein weiterer Vorteil der virtuellen Endoskopie gegenüber einer realen liegt darin, dass dem Patienten somit ein relativ unangenehmer Eingriff mitsamt Sedierung und den zugehörigen Risiken, wie Perforierungen oder Blutungen verursacht durch Operationsinstrumente, erspart bleibt.

Außerdem kann eine computergestützte Visualisierung mannigfaltigere und aussagekräftigere Bilder liefern, als eine einfache Endoskopkamera das jemals bieten kann. So können wichtige Bereiche oder Informationen hervorgehoben, besser sichtbar gemacht oder farblich markiert werden [151].

Natürlich sind auch die Möglichkeiten der virtuellen Endoskopie begrenzt, maßgeblich auf die Information, die in den akquirierten medizinischen Bilddaten auch tatsächlich vorhanden ist. So kann zum Beispiel die echte Farbe einer Struktur nicht aus den präoperativen Daten entnommen werden. Auch hängt die Qualität einer virtuellen Endoskopie offensichtlich sehr eng mit der Auflösung und Qualität dieser präoperativen Aufnahmen zusammen. Kleine Details, Blutgefäße oder Färbungen der Schleimhäute können mitunter nicht visualisiert werden, da sie aus den Ausgangsdaten nicht extrahierbar sind.

Navigationskomponente

Ein System zur virtuellen Endoskopie besteht aus mehreren Komponenten, die sich in einen Vorverarbeitungsteil und einen Ausführungsteil unterteilen lassen. Während die Akquise der Bilddaten, meist CT oder MR, und die Segmentierung der interessanten hohlen anatomischen Struktur zur Vorverarbeitung gehören, zählen die Navigationskomponente, das Rendering (engl.: Visualisierung) und die Benutzerinteraktion (Ein- und Ausgabe) zum Ausführungsteil [14].

Die Navigationskomponente empfängt die Benutzereingaben und erstellt die Strukturen und Daten, die das Rendering für die Anzeige benötigt. Die wohl wichtigste Struktur bei hohlförmigen Organen ist der Pfad durch das Organ. Dieser Pfad muss zusammenhängend sein und sollte außerdem möglichst zentriert durch die tubuläre Struktur verlaufen. Eine zweite Aufgabe der Navigationskomponente ist die Verarbeitung der Benutzereingaben, welche im Falle der virtuellen Endoskopie die Bewegung der Kamera bestimmen. Es wird unterschieden zwischen einem im Voraus geplanten und festen Navigationspfad, einem rein manuell erstellten Navigationspfad und einer Mischung aus beiden.

Neben der endoluminalen Ansicht ist es oft hilfreich, dem Benutzer auch eine globale Sicht auf die Struktur, auch in vereinfachter Form, z.B. mit Hilfe eines Graphen oder Baumes, zu bieten. So erhält man zum einen eine Detailsicht auf das Innere und zum anderen eine grobe, der Orientierung dienende Sicht auf die äußere Struktur.

Weiterhin gehören zu einem System für die virtuelle Endoskopie Komponenten, die das Ausmessen bestimmter Strukturen und das Bestimmen interessanter Eigenschaften ermöglichen.

2.1.2. Augmented Endoskopie

Bei der sogenannten augmented (engl.: erweiterte) Endoskopie wird nicht nur eine virtuelle Simulation geboten, sondern der endoskopische Eingriff selbst wird verbessert. Die Sicht des Arztes während des Eingriffs wird in geeigneter Form erweitert.

Vor- und Nachteile

Die anatomischen Strukturen, die durch die Endoskopkamera nur zweidimensional abgebildet werden, können beispielsweise dreidimensional überlagert werden. Dazu müssen diese Strukturen aus präoperativen 3D-Volumendaten extrahiert worden sein. Außerdem ist es notwendig, die genaue Position dieser Struktur während der Operation zu kennen, damit eine präzise positionierte Anzeige möglich ist. Diese Positionsbestimmung kann auf unterschiedliche Arten erfolgen: über optische Tracker, elektromagnetische Tracker oder bildbasiert. Weil die Reflektoren eines optischen Trackingsystems außerhalb des Körpers liegen müssen, dürfen die Instrumente, auf welchen diese befestigt werden, nicht flexibel sein. Elektromagnetische Spulenelemente auf den Instrumenten können sich zwar auch innerhalb des Körpers befinden und ermöglichen somit auch die Verwendung von nicht-starren Operationswerkzeugen, sind aber fehleranfällig in Gegenwart von ferromagnetischen Materialien [80]. All diese Probleme können mit bildbasierter Registrierung umgangen werden, aber diese scheitert oftmals entweder an fehlender Genauigkeit oder Echtzeit-Fähigkeit.

Ein weiterer Vorteil besteht darin, dass Strukturen, die außerhalb des für die Endoskopkamera sichtbaren Bereiches liegen, angezeigt werden können (z.B. ein Tumor hinter der Bronchialwand). Auch können der Zielpfad oder andere im Voraus als interessant markierte Strukturen visualisiert werden (s. Abb. 2.1).

Eine andere Möglichkeit, den Arzt bei der Navigation mit dem Endoskop zu helfen, besteht darin, ihm Orientierung zu bieten. So kann es sein, dass er weder weiß, wie sein Instrument gedreht bzw. wo es positioniert ist, noch, wo er sich innerhalb der zu untersuchenden anatomischen Struktur gerade befindet. Eine globale Sicht auf diese Struktur inklusive einer Markierung seiner aktuellen Position und Orientierung stellen eine erhebliche Erleichterung für ihn dar.

Natürlich können auch bei der augmented Endoskopie Werkzeuge zum Ausmessen von Strukturen oder zur Zielpfad-Berechnung, ähnlich der virtuellen Endoskopie, viele Vorteile bieten (s. Abb. 2.1).

Navigationskomponente

Neben einer Reihe von wissenschaftlichen Publikationen [59, 124, 53, 27, 134] und eingereichten Patenten [76], gibt es auch bereits kommerziell angebotene Systeme zur Endoskopie-Navigation mit Hilfe von Augmented Reality für die HNO, MKG oder Neurochirurgie (Scopis® Navigation, XION Navigationssystem MATRIX POLAR, KARL STORZ Navigationssysteme). Die meisten dieser Systeme bestehen aus folgenden Komponenten:

- *Planungsmodul:* Präoperative Planung zur Erstellung bzw. Markierung von Planungsmarken, Führungs- und Zugangspfaden oder zur überlagerten Visualisierung von präoperativen Bilddaten.

2. Stand der Technik

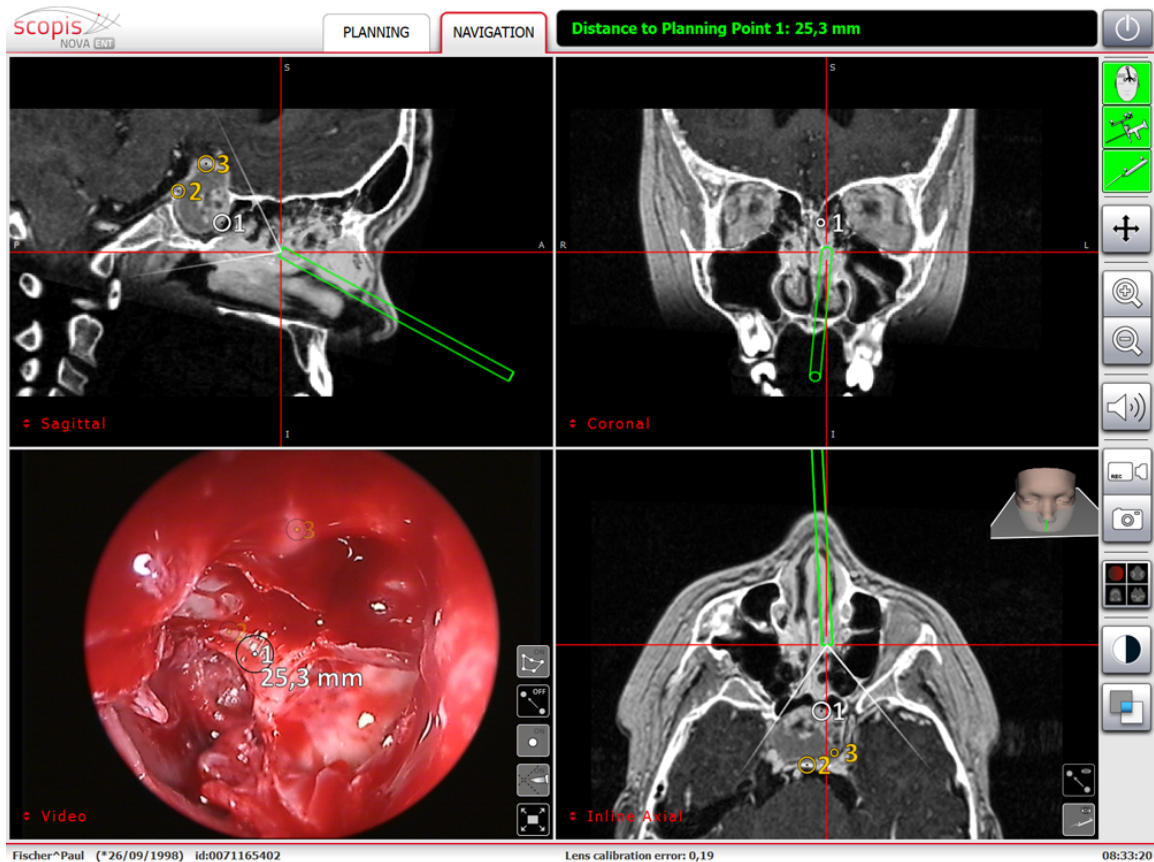


Abbildung 2.1.: Graphische Benutzeroberfläche der Navigationssoftware der Firma XION: Anzeige des Zugangspfad und Markierung interessanter Strukturen sowie Messgrößen. [122]

- **Bild-zu-Patientenregistrierung:** Vor Start der eigentlichen endoskopischen Navigation ist es notwendig, die Lage des Patienten zu bestimmen. Dazu ist eine Bild-zu-Patientenregistrierung auszuführen. Die stabilste Methode hierfür ist die Verwendung von optischen Patiententrackern, die entweder nicht-invasiv auf die Patientenoberfläche geklebt werden oder invasiv mit den Knochen des Patienten verbunden werden (s. Abb. 2.2(b) (unten)). Diese Art von Registrierung geht auch bei Bewegung des Patienten nicht verloren. Eine weitaus weniger aufwändige Methode jedoch ist die Verwendung eines speziellen optisch getrackten Pointers, der an verschiedene Punkte auf der Oberfläche des Patienten geführt wird.
- **Tracking:** Die Positionsbestimmung der Instrumente kann auf unterschiedliche Arten erfolgen. Kommerzielle Systeme verwenden eigentlich immer optische Tracker, die auf dem Endoskop oder auf den Instrumenten angebracht werden können (s. Abb. 2.2(b) (oben)). Hier ist zu beachten, dass solche optischen Tracker immer eine „freie Sicht“ verlangen (s. Abb. 2.2(b) (oben) und autoklavierbar sein sollten. Eine andere Möglichkeit ist, wie bereits erwähnt, die Nutzung von elektromagnetischen Trackern oder die Endoskopbilder mit den präoperativen virtuellen Bildern zu registrieren und somit die aktuelle Position des Endoskops zu bestimmen.
- **Navigationsmodul:** Die Instrumente werden hier lagerichtig auf dem Live-Endoskopiebild eingeblendet. Dadurch wird eine präzise Positionierung der Instrumente ermöglicht. Auch können



(a) Operationsaufbau mit Trackingkamera, Tracker auf Patientenschädel und Monitor (KARL STORZ) [74].



(b) Oben: Navigiertes starres Endoskop (XION) [152]. Unten: Invasiver Patiententracker (Scopis) [121].

Abbildung 2.2.: Optisches Tracking für die Endoskopie-Navigation.

hier Planungsinformationen intraoperativ angezeigt werden oder Distanzinformationen, z.B. die Weglänge zum Ziel, gemessen werden. Aber auch die Vermessung anderer anatomischer Strukturen mit Hilfe von Laserinstrumenten ist möglich.

2.2. Navigierte Bronchoskopie

In dieser Arbeit sollen sowohl Elemente der virtuellen als auch der augmented Endoskopie für den Anwendungsfall der Bronchoskopie entwickelt werden. Der Kern meiner Arbeit befasst sich aber mit der intraoperativen Positionsbestimmung der Bronchoskopspitze mit Hilfe von C-Bogen-Bildern. Vorhandene Verfahren und Literatur zu diesem Thema lassen sich unterteilen in *trackerbasierte*, *bildbasierte* und *hybride* Lösungsansätze. In Abb. 2.3 ist eine baumartige Taxonomie dargestellt, in welche sich sowohl die State-of-the-Art-Lösungen als auch der eigene Lösungsansatz einordnen lassen.

Bronchoskop-Tracking kann demnach entweder trackerbasiert, d.h. aufgrund von elektromagnetischen Positionssensoren, oder bildbasiert, d.h. aufgrund intraoperativer Bildgebung, erfolgen. Zusätzlich gibt es auch Methoden, die beides kombinieren und deshalb als hybride Verfahren eingestuft werden.

Die Verwendung von elektromagnetischen Trackern hat zahlreiche Nachteile und deshalb soll in meiner Arbeit gänzlich darauf verzichtet werden. Im Zuge der Vorstellung bereits vorhandener trackerbasierter Methoden in Abschnitt 2.2.1 und 2.2.2 werden auch diese Nachteile behandelt.

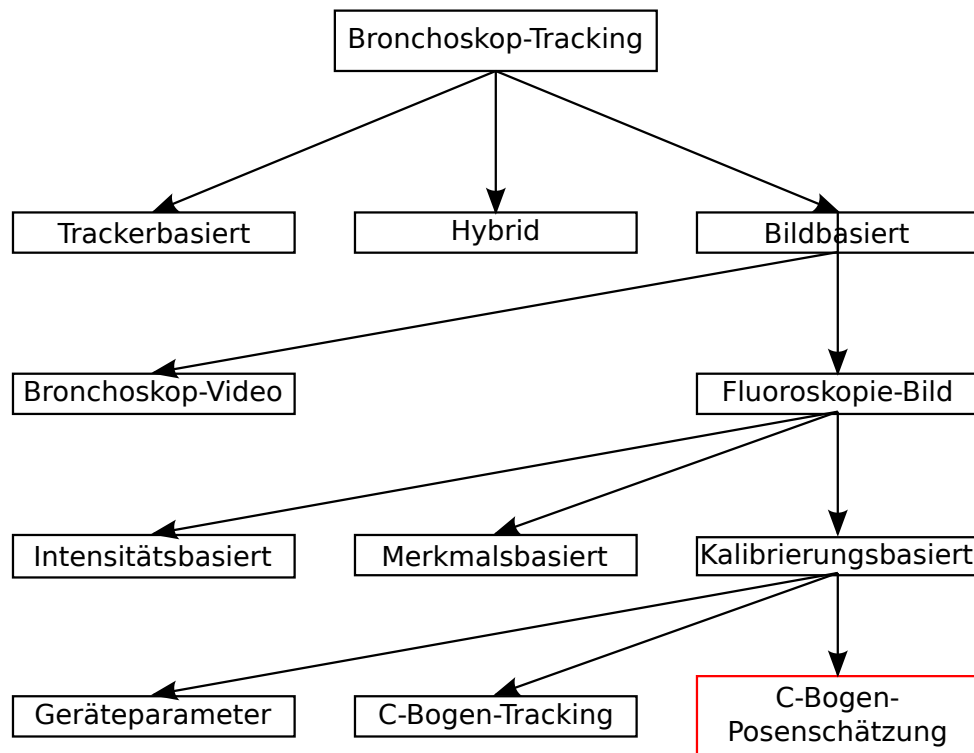


Abbildung 2.3.: Taxonomie

Es bleiben bildbasierte Verfahren, bei denen es sich letztlich um Bildregistrierungsverfahren handelt. Sie lassen sich wiederum unterscheiden in solche, die auf Bronchoskop-Videobildern arbeiten, und solche, die die Fluoroskopie-Aufnahmen eines C-Bogens verwenden. Die Registrierungsmethoden für Bronchoskop-Videobilder werden in Abschnitt 2.2.3 aufgezählt und die Schwierigkeiten, die diese mit sich bringen, analysiert.

Aufgrund dieser Schwierigkeiten nutzt diese Arbeit ausschließlich Fluoroskopie-Bilder für die intraoperative Navigation. Dabei handelt es sich um ein bekanntes Problem aus der medizinischen Bildverarbeitung, nämlich der bildbasierten 2D/3D-Registrierung. In Abschnitt 2.2.3 findet man eine allgemeine Klassifizierung der verschiedenen Methoden aus der Literatur. Grob kann man sie in intensitätsbasiert, merkmalsbasiert und kalibrierungsbasiert unterteilen. Da sowohl intensitätsbasierte als auch merkmalsbasierte Registrierung für die Anwendung im klinischen Szenario zu langsam sind und/oder häufige manuelle Interaktion vonseiten des Arztes erfordern, habe ich mich gegen ihre Verwendung entschieden. In der Literatur findet sich ein einziger merkmalsbasierter Registrierungsansatz zum Bronchoskop-Tracking auf Fluoroskopie-Aufnahmen, welcher in 2.2.3 vorgestellt wird und die genannten Nachteile bestätigt.

Die dritte Möglichkeit ist kalibrierungsbasiert zu registrieren. Kalibrierungsbasiert bedeutet, dass das Koordinatensystem, aus welchem die Fluoroskopie-Aufnahme gemacht wurde, kalibriert und somit bekannt ist. Die C-Bogen Pose, d.h. Position und Orientierung des C-Bogens, erhält man in diesem Fall entweder direkt aus dem Gerät, aufgrund eines optischen Trackers auf dem Gerät oder durch die sogenannte C-Bogen-Posenschätzung. Der letztgenannte Ansatz ist den anderen beiden vorzuziehen, da Geräteparameter nur selten tatsächlich auslesbar bzw. ungenau sind und optische Tracker stets mit einem Line-of-Sight-Problem (engl.: Sichtlinie) behaftet sind, was im klinischen

Szenario ein wesentlicher Nachteil ist. Die C-Bogen-Posenschätzung bietet im Gegensatz dazu einen generalisierbaren und geräteunabhängigen Weg.

2.2.1. Trackerbasierte Navigation

Bei den trackerbasierten Verfahren werden elektromagnetische Tracker (EM) auf dem Bronchoskop selbst oder dünnen Kathetern, die als Kanal für die Operationsinstrumente dienen sollen, angebracht. Dabei handelt es sich um miniaturisierte Sensoren von weniger als 2 mm Durchmesser und etwa 8 mm Länge. Eine Senderplatte oder -box, bestehend aus drei elektromagnetischen Spulen, die ein schwaches Gleichstromfeld erzeugen, wird dazu meist unterhalb des Patienten befestigt. Durch dieses Feld wird ein räumliches Koordinatensystem aufgespannt, in welchem sich der Sensor bewegen kann. Aufgrund der unterschiedlichen Feldstärke an unterschiedlichen Positionen (je höher die Distanz zur Senderquelle desto geringer die Magnetfeldstärke), kann der Sensor bestimmen, wo er sich innerhalb des Koordinatensystems befindet. Position und Orientierung können meist in fünf Freiheitsgraden oder DOF (degrees of freedom, engl.) angegeben werden, bei bestimmten Sensoren aber auch in 6 DOF.

Der große Nachteil von elektromagnetischen Trackern besteht darin, dass sie in der Nähe von metallischen Objekten signifikant an Genauigkeit einbüßen. Dies lässt sich aber in normalen Operationssälen mit Operationstischen und -instrumenten nicht vermeiden. In [103] beschreiben *Nafis et al.* eine Methode zur Evaluation der Trackinggenauigkeit in einer typischen Operationssaalkonfiguration. Es stellte sich heraus, dass nicht nur Tische und Instrumente, sondern auch LCD-Monitore, Lampen, Metallständerwände und insbesondere C-Bögen ein Problem darstellen können. In einigen Situationen lässt sich aber gerade ein C-Bogen nicht einfach entfernen. Deshalb ist es notwendig Korrekturmethode anzuwenden, die den Trackingfehler ausgleichen können [136]. Beispiele für solche Methoden sind in [42, 65, 85, 156] zu finden. Eine Studie zu diesem Themengebiet liefert [77].

Bronchoskop-Tracking

Zu den frühesten Arbeiten mit EM getrackten Bronchoskopen gehören die Experimente von *Solomon et al.* [125, 126], die Ende der 90er Jahre veröffentlicht wurden. Den Ärzten ging es zunächst um eine allgemeine Machbarkeitsprüfung der Idee, Bronchoskope EM-unterstützt zu führen und für die transbronchiale Nadelaspiration (TBNA) zu nutzen. Die TBNA dient der Gewebeentnahme von weicherem Lungengewebe oder den Atemwegen anliegenden Tumormassen hinter der Bronchialwand (submukös). Verwendet wurde hier das *Biosense Intrabody Navigation System* (*Biosense Inc., USA*), das einen 1,5 mm dünnen Sensor anbietet, welcher an beliebige Instrumente angebracht werden kann. Abb. 2.4 zeigt ein Bronchoskop, das mit einem solchen Sensor ausgestattet wurde.

Die ersten Experimente wurden in vivo an acht Schweinen durchgeführt, die zunächst an definierten Stellen mit perkutanen Läsionen in der Nähe der Trachea belastet und mit metallischen Hautmarkern auf der Brust beklebt wurden. Sowohl die Läsionen als auch die Hautmarker waren deutlich erkennbar in der darauffolgenden Computertomographie. Die Hautmarker dienten der initialen punktbasierten Registrierung der CT-Aufnahme zum Schwein kurz vor der Bronchoskopie. Zur intraoperativen Bestimmung der aktuellen Atemzyklusphase wurde außerdem ein EM-Sensor auf der Schweinebrust befestigt. Mit Hilfe des Sensors auf der Bronchoskopspitze konnte nun während der Operation angezeigt werden, wo diese sich im CT befindet, wobei nur Atemzyklusphasen berücksichtigt wurden, die mit der CT-Aufnahme korrelierten. Sobald nun eine der vorher zugefügten Läsionen laut CT-Anzeige erreicht wurde, wurde eine TBNA durchgeführt. Nach der Operation wurde dann untersucht, ob das

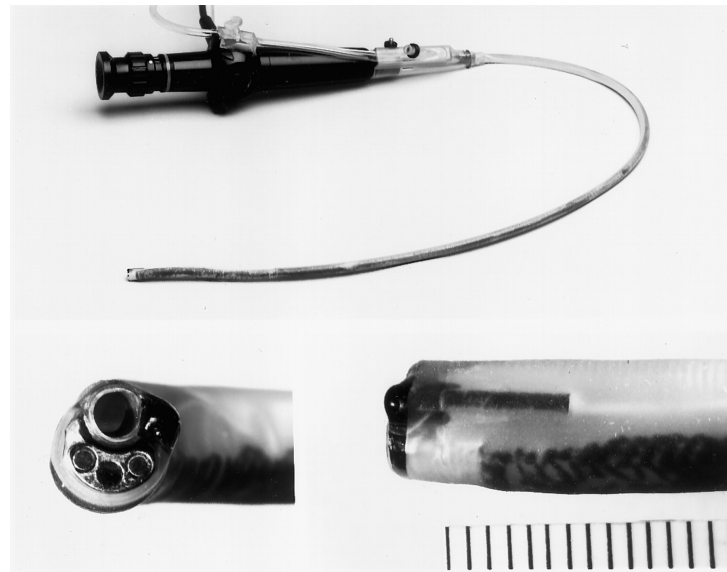


Abbildung 2.4.: *Oben:* Faseroptisches Bronchoskop, auf dem ein elektromagnetischer Tracker befestigt wurde. *Unten links:* Sicht von vorne auf die Bronchoskopspitze. *Unten rechts:* Sicht auf den EM Tracker, der auf der Innenseite der Einweg-Bronchoskopummantelung eingelassen wurde. [126]

entnommene Gewebe mit dem Läsionsgewebe übereinstimmte. Es konnte gezeigt werden, dass die so durchgeführten TBNA der Läsionen erfolgreich waren. Eine weitere Messung bestand darin präoperativ definierte Punkte an der Tracheawand innerhalb des CTs mit dem getrackten Bronchoskop anzusteuern und am Ziel submukös Tusche zu injizieren. Bei einer postoperativen Autopsie wurden dann die Abstände zwischen den getuschten Punkten innerhalb der Trachea gemessen und mit den bekannten Abständen der künstlichen Markierungen im CT verglichen. Die so gemessene Genauigkeit lag bei $4,2 \pm 2,6 \text{ mm}$.

Die Methode wurde in ähnlicher Weise auch an 15 Bronchoskopie-Patienten getestet. Auch hier wurden im CT sichtbare Hautmarker im Brustbereich (bevorzugt an rigiden Strukturen wie z.B. hervorstehenden Knochen) angeheftet und während der Bronchoskopie für die initiale Registrierung zwischen CT und Patient verwendet. Auch eine markerlose Registrierungsmethode wurde bei diesem Experiment untersucht. Dabei wurden verschiedene anatomische Punkte innerhalb der Atemwege vom operierenden Arzt mit dem getrackten Bronchoskop angetippt und entsprechend im CT markiert. Auch die Tracheawand wurde auf etwa 30 Punkte abgetastet und im CT markiert. Die Korrespondenzpunkte, die so entstanden sind, wurden für eine initiale Registrierung verwendet. Beide Registrierungsmethoden haben insgesamt etwa 5 Minuten benötigt. Die hautmarkerbasierte Methode erreichte eine quantitative Genauigkeit von $5,6 \pm 2,7 \text{ mm}$. Die Genauigkeit der zweiten Methode konnte nur qualitativ visuell beurteilt werden, wurde von den Autoren aber als überlegen zu der markerbasierten Methode bewertet. Mit einem während der Bronchoskopie auf der Brust befestigten EM-Sensor konnte außerdem die vertikale Bewegung während eines Atemzyklus gemessen werden. Sie betrug bei den sedierten Patienten in diesem Experiment $3,6 \pm 2,6 \text{ mm}$. Abb. 2.5 zeigt den Versuchsaufbau des Experimentes mitsamt eines Patienten und den genannten Markern und Sensoren. Um die doch recht geringe Genauigkeit der Navigation zu erhöhen, schlugen die Autoren vor, den EM Tracker nicht nur an der Bronchoskopspitze, sondern direkt an der Biopsienadel oder -zange zu



Abbildung 2.5.: Aufbau des Experiments: Sedierte Patient mit Hautmarkern für die initiale Registrierung zwischen CT und Patient und EM Tracker für die Messung der vertikalen Atembewegung auf der Brust. Das schwarze Dreieck, welches oberhalb der Brust des Patienten aufgebaut wurde, besitzt an seinen Ecken elektromagnetische Feldquellen. Jede dieser Quellen sendet ein spezifisches Signal aus, welches zur Bestimmung der Position der Bronchoskopspitze verwendet wird. [126]

befestigen.

Instrument-Tracking

Diese Idee wurde aber nicht von ihnen selbst weiterverfolgt, sondern von der privaten israelischen Medizintechnik Firma *superDimension*, die sich auf minimal-invasive Geräte in der Pulmonologie spezialisiert hat. Das kommerziell vermarktete *i-Logic System* der Firma ist das einzige elektromagnetische Navigationssystem für die Bronchoskopie, dass den Sensor auf einem lenkbaren (360°) Einweg-Navigationskatheter platziert hat und nicht auf dem um ein Vielfaches breiteren Bronchoskop selbst. Dieser Einweg-Katheter kann innerhalb eines Führungskanals zu peripheren Lungenläsionen und mediastinalen Lymphknoten navigiert werden. An der entsprechenden Stelle angekommen, wird der Navigationskatheter entfernt und das entsprechende Biopsieinstrument kann durch den Führungskanal vorgeschoben und positionsgenau benutzt werden. Der große Vorteil dieses Ansatzes ist, dass der Navigationskatheter aufgrund des sehr geringen Durchmessers an viel tiefere Verästelungen des Bronchialbaumes gelangen kann als ein traditionelles Bronchoskop. In Abb. 2.6 ist der von einem herkömmlichen Bronchoskop erreichbare Bereich eingezeichnet.

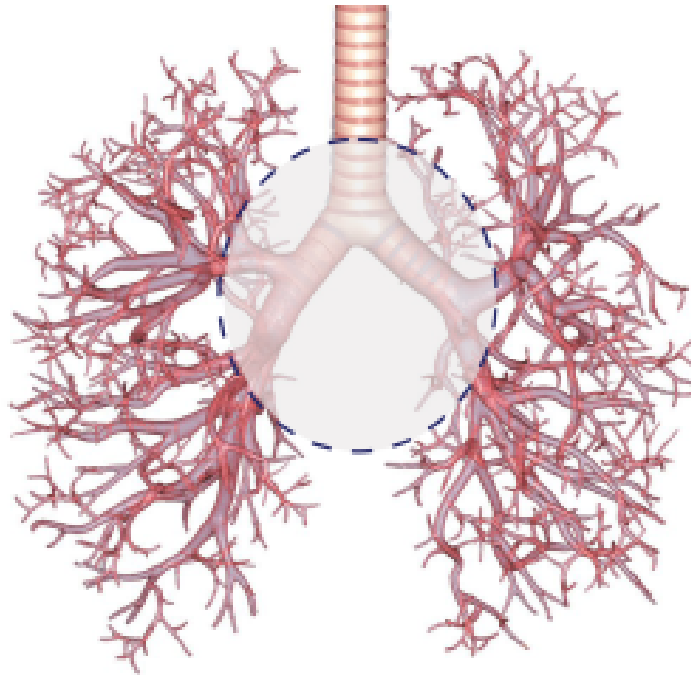


Abbildung 2.6.: Bronchialbaums mit Markierung des Bereiches, der von einem herkömmlichen Bronchoskop erreichbar ist. [133]

Normalerweise müssen bei Verdacht auf peripheregelegene Läsionen invasivere Methoden als die Bronchoskopie zur Abklärung herangezogen werden. Diese stellen für den Patienten eine höhere Belastung und auch Gefahr (Pneumothorax) dar und sind im Nachhinein oft nicht notwendig, wenn das entnommene Gewebe sich als gutartig herausstellt. Mit dem superDimension-Verfahren können bisher schwer erreichbare Bronchien auch bronchoskopisch und Läsionen somit minimal-invasiv biopsiert werden. Darüber hinaus kann das System laut eigenen Angaben zur präoperativen Planung und TBNA von Lymphknoten, zur Platzierung von Markern innerhalb von Lungentumoren für die Strahlentherapie und für die VATS (Video Assisted Thorascopic Surgery, engl.: video-assistierte Thorakoskopie) und sogar für die Brachytherapie angewendet werden. Abb. 2.7 zeigt den typischen Aufbau eines superDimension-Systems. Die Firma hat auf dem Gebiet der Electromagnetic Navigation Bronchoscopy®(ENB)TM bereits 13 Patente angemeldet und besitzt heute markttechnisch faktisch die Vorreiterposition.

In [39] wurde dieses System eingesetzt, um zu analysieren, ob die zusätzliche Verwendung von Durchleuchtungsaufnahmen bei der Bronchoskopie einen Vorteil bringt. Es stellte sich heraus, dass der Einsatz von einer solchen Röntgenanlage redundant ist.

Lamprecht et al. untersuchten in [82] das superDimension System in Kombination mit PET-CT und ROSE (rapid on-site cytopathologic examination, engl.: schnelle zytopathologische Vorort-Untersuchung) und kamen zu dem Schluss, dass dies sicher und effektiv sei.

Schwarz et al. untersuchten das System, damals noch *superDimension Bronchus system (SDBS)* genannt, klinisch auf Machbarkeit, Patientensicherheit und Genauigkeit. Zunächst wurden auch hier Experimente an Schweinen durchgeführt und die Brauchbarkeit der Methode getestet [120]. Im nächsten Schritt wurden dann klinische Versuche mit Patienten ausgeführt [119]. Dazu wurde an 13 Bronchoskopie-Patienten flexible Bronchoskopie mit SDBS durchgeführt und Gewebe an verdächti-

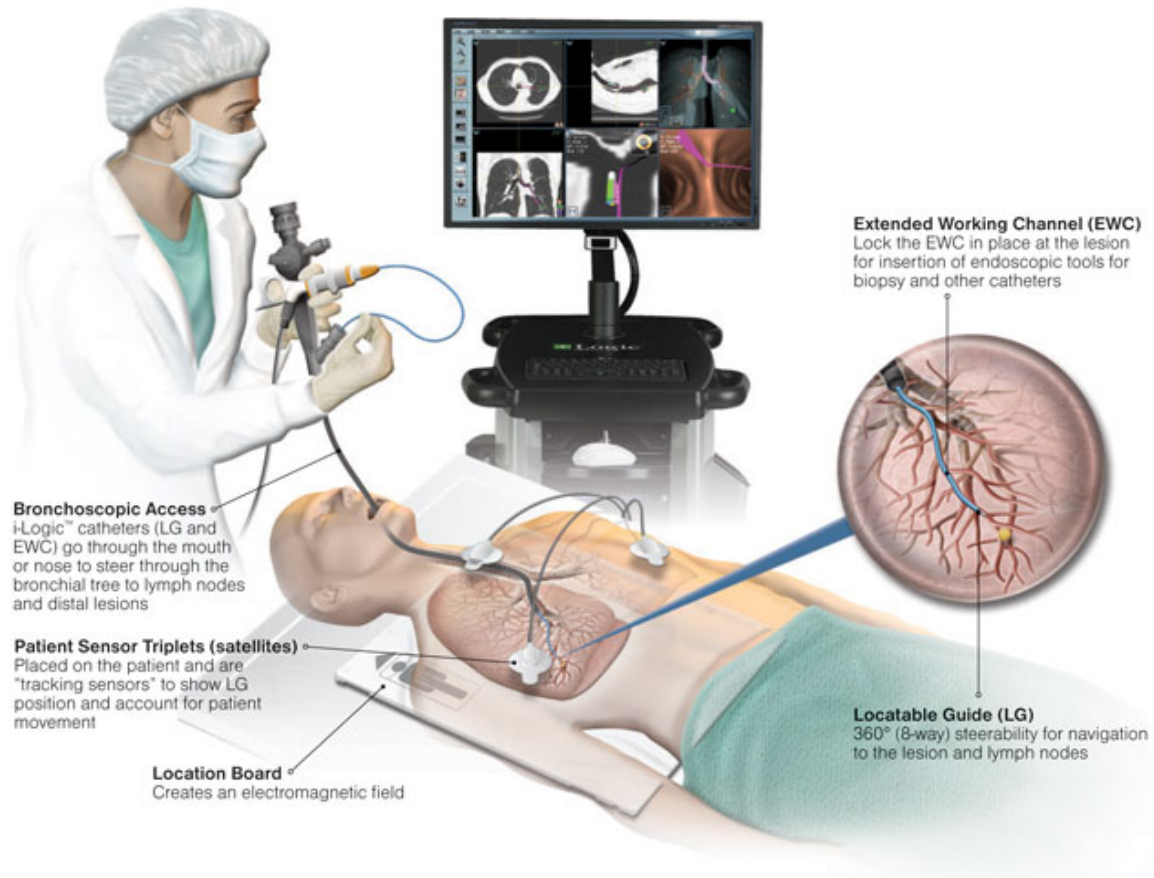


Abbildung 2.7.: Typischer Aufbau eines superDimension-Systems während der Bronchoskopie. [132]

gen Stellen, die alle außerhalb der Reichweite von Standard-Bronchoskopen lagen, entnommen. Eine elektromagnetische Senderplatte der Größe $47\text{ mm} \times 56\text{ mm}$ wurde unter die Matte auf dem Patiententisch gelegt. Der verwendete EM-Sensor mit 6 Freiheitsgraden hatte einen Durchmesser von 1 mm , eine Länge von 8 mm und wurde auf einem in 360° lenkbaren metallischen Katheter befestigt. Dieser Katheter befand sich in einem Führungskanal, der wiederum innerhalb des Bronchoskops geführt wurde. Drei zusätzliche Sensoren wurden auf der Brust des Patienten zur Kompensierung von Atembewegung angebracht. Vor der Bronchoskopie konnten mit Hilfe des SDBS 5-8 anatomische Landmarken und die Zielläsion im präoperativen CT markiert werden. Die Landmarken wurden dann für die initiale Registrierung zwischen EM System bzw. CT und Patient verwendet. Dazu wurden zu Beginn der Bronchoskopie die gleichen anatomischen Strukturen mit dem Bronchoskop bzw. Sensor in vivo angefahren und mit den vorher im CT markierten Punkten abgeglichen. Danach konnte während der Operation stets die aktuelle Position auf den 3 senkrecht zueinanderliegenden CT-Ansichten und innerhalb einer virtuellen Bronchialbaumvisualisierung markiert werden. Auch die vorher markierte Zielstruktur wurde angezeigt. Sobald das Bronchoskop nicht mehr weiter vordringen konnte, wurde der steuerbare EM getrackte Katheter benutzt, um auch periphere Regionen zu erreichen und zu biopsieren. Die ganze Prozedur hat durchschnittlich 46 Minuten gedauert. 9 von 13 Patienten, also 63% konnten aufgrund der bronchoskopischen Biopsie richtig diagnostiziert (richtig positiv) werden. Bei 4 Patienten war das entnommene Gewebe nicht krankhaft, obwohl nachfolgende

Untersuchungen ein Vorliegen der Krankheit ergaben (falsch negativ). Bei einem Patienten konnte die Zielläsion auch mit dem SDBS nicht erreicht werden. Die durchschnittliche Größe der Läsionen betrug $3,5 \pm 1,0 \text{ cm}$ und der durchschnittliche Fehler lag wohl bei $3,7 \text{ mm}$. Dieser wurde als *fiducial target registration error* (engl.: Zielmarkerregistrierungsfehler, fTRE), d.h. als Fehlerdistanz zwischen den vorher markierten Landmarken (fiducials (engl.)) im CT und den korrespondierenden Punkten im Patienten nach Registrierung, gemessen. Bei keiner der Interventionen traten bronchoskopiebezogene Komplikationen auf, was die Autoren auf die Sicherheit des Systems schließen ließ.

Ähnliche Experimente, diesmal aber mit einem nicht-kommerziellen System, wurden von *Hautmann et al.* ungefähr zur selben Zeit durchgeführt. Diese erzielten sogar geringfügig schlechtere Genauigkeitswerte für den fTRE, nämlich zwischen $4,19 \text{ mm}$ und $5,13 \text{ mm}$ [55]. *Klein et al.* schlagen in [78] vor die initiale punktbasierte Registrierung durch eine vollautomatische Registrierung, die auf der Bewegungsbahn des Bronchoskops zu Beginn der Intervention basiert, zu ersetzen, um so die Trackinggenauigkeit insgesamt zu erhöhen.

Stabilisierungsmethoden

Die auch bei getrackten Instrumenten auftretende Diskrepanz zwischen zurückgelieferter Sensorposition und tatsächlicher Position des Instrumentes lässt sich im Wesentlichen auf drei Faktoren zurückführen:

1. Atmungs- und hustenbedingte Bewegung des Thorax und die somit auftretenden Unterschiede zwischen präoperativem CT und dem Patienten während der Intervention
2. Ungenauigkeit des Sensors aufgrund von für elektromagnetisches Tracking typischen Rauschen
3. Verzerrungen und Störeinflüsse, die auf ferromagnetischen Gegenstände im Operationssaal, insbesondere den Patiententisch, zurückzuführen sind

Wegner et al. [47, 148, 149] stellen Verfahren vor, um diesen Einflüssen entgegenzuwirken. Die von ihnen patentierte *inkrementelle Echtzeitregistrierung* von getrackten Instrumenten in röhrenförmigen Organstrukturen innerhalb des menschlichen Körpers [142] ermöglicht eine erhöhte Genauigkeit der Positionsbestimmung des Instruments auch bei Bewegung des Bronchialbaumes oder sensorbedingten Fehlern. Dabei wird der zuvor segmentierte und skelettierte (Skeleton=Graphendarstellung, bei der Mittellinie der Segmentierung Kante des Graphen ist) Bronchialbaum sukzessive mit der getrackten Sensorposition registriert. Das Skeleton des Baumes wird als verformbares Modell verstanden, welches durch eine nicht-rigide Transformation so angepasst wird, dass das getrackte Instrument stets innerhalb der Organstruktur liegt. Dabei wird die gemessene Position einfach orthogonal auf das Modell projiziert und so der wahrscheinlichste Modellabschnitt, an dem das Instrument sich befindet, bestimmt. Abb. 2.8 verdeutlicht dieses sogenannte Centerline Matching-Verfahren (CM) anschaulich. Eine weitere Methode zur Bewegungs- und Rauschkompensation ist die Verwendung von sogenannten Partikelfiltern bzw. sequenziellen Monte-Carlo-Methoden. Damit wird die zeitliche Abfolge vorangegangener Positionen für die Bestimmung der aktuellen berücksichtigt. Die in [47] vorgestellte Methode ist nach eigenen Angaben eine Erweiterung des in [67] beschriebenen Algorithmus. Die Anpassung besteht im Wesentlichen darin, dass die Partikel nur auf dem Skeleton des Bronchialbaumes verteilt werden (Centerline Particle Filter, CPF). Der Radius, in dem die Partikel verteilt werden, wurde einmal als Konstante und einmal abhängig vom aktuellen Bronchusdurchmesser gewählt, wobei die Untersuchungen ergaben, dass dieser Faktor keinen Einfluss auf das Ergebnis hat.

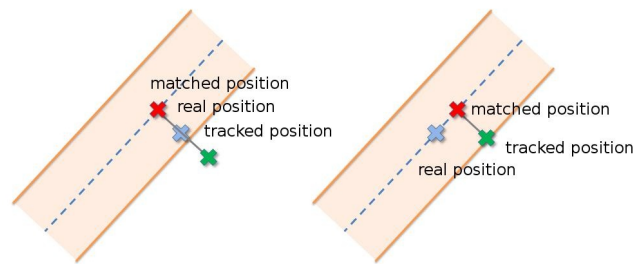


Abbildung 2.8.: Methode zur Kompensation der Atembewegung: *Links*: Die getrackte Position wird orthogonal auf die Mittellinie des segmentierten Bronchialbaumes projiziert. *Rechts*: Abweichung bei Lungenbewegung entlang des Bronchus. [147]

Eine ähnliche Partikelfilter-Methode zur Bronchoskopie-Navigation wurde von *Atmosukarto et al.* in [11] beschrieben. Sie haben ihre Methode aber nicht an einem Respirationsmodell mit simulierter Atembewegung evaluiert. *Wegner et al.* haben in [147] eine Evaluationsumgebung für Methoden zur Atembewegungskompensation während navigierter Bronchoskopie vorgestellt. Mit Hilfe dieser Umgebung können Sensorsignale, die durch Atmungsbewegungen und Rauschen „verfälscht“ wurden, simuliert werden. Die in [47] durchgeführte vergleichende Untersuchung zwischen CM und CPF ergab, dass CPF ein robusteres Ergebnis liefert. Das heißt, hier wurden 96% aller Positionen im richtigen Bronchus angezeigt, während die CM-Methode eine Erfolgsrate von nur 86% erreichte. Es wurde auch gemessen, dass CPF einen gleichmäßigeren Pfad liefert als die CM-Methode. Dies ist in Abb. 2.9 nochmal gegenübergestellt. Auf der anderen Seite konnte CM bei korrekter Bronchusklassifizierung eine höhere Genauigkeit vorweisen, nämlich $1,4 \pm 1,0 \text{ mm}$ vs. $4,5 \pm 1,8 \text{ mm}$ beim CPF.

In [48] evaluieren *Gergel et al.* die Genauigkeit einer von ihnen entwickelten TBNA-Nadel mit integrierten 5 DOF EM-Sensor an einer Schweinelunge mit simulierter Atmung. Da man bei einer TBNA nicht davon ausgehen kann, dass sich die Nadel ausschließlich innerhalb der Bronchien befindet, konnte bei dem verwendeten Navigationssystem nicht die CM oder CPF-Methode angewandt werden. Eine explantierte Schweinelunge wurde mit einem Ballon, der zyklisch aufgeblasen und entleert wurde und die Zwerchfellbewegung simulieren soll, „beatmet“. Das präoperative CT wurde in Inspirationslage ausgeführt. Um für die Messungen unabhängig von ferromagnetischen Störungen zu sein, wurde das Phantom außerhalb metallischer Gegenstände innerhalb eines 1 m-Radius gelagert. Die initiale Registrierung zwischen EM System und Phantom erfolgte punktbasiert. An vorher im CT markierten Stellen wurde eine TBNA ausgeführt und außerdem die Verschiebung der Sensorposition nach Fixierung während eines gesamten Atemzyklusses gemessen. Der fiducial registration error lag zwischen 3,02 mm und 3,51 mm. Die durchschnittliche Bewegung der Nadel während eines Atemzyklus lag bei 8 mm, wobei in Expirationslage eine Abweichung zwischen getrackter und tatsächlicher Sensorposition bis zu 23,1 mm betragen konnte. Auch in Inspirationslage traten Abweichungen bis zu 10,7 mm auf.

2.2.2. Hybride Navigation

Die im vorangegangenen Abschnitt aufgeführten Ergebnisse zeigen deutlich, wie stark der negative Einfluss der menschlichen Atmung auf die Genauigkeit der elektromagnetischen Bronchoskop- oder Instrumentenverfolgung auch bei Verwendung von diversen Kompensationsalgorithmen ist. Ei-

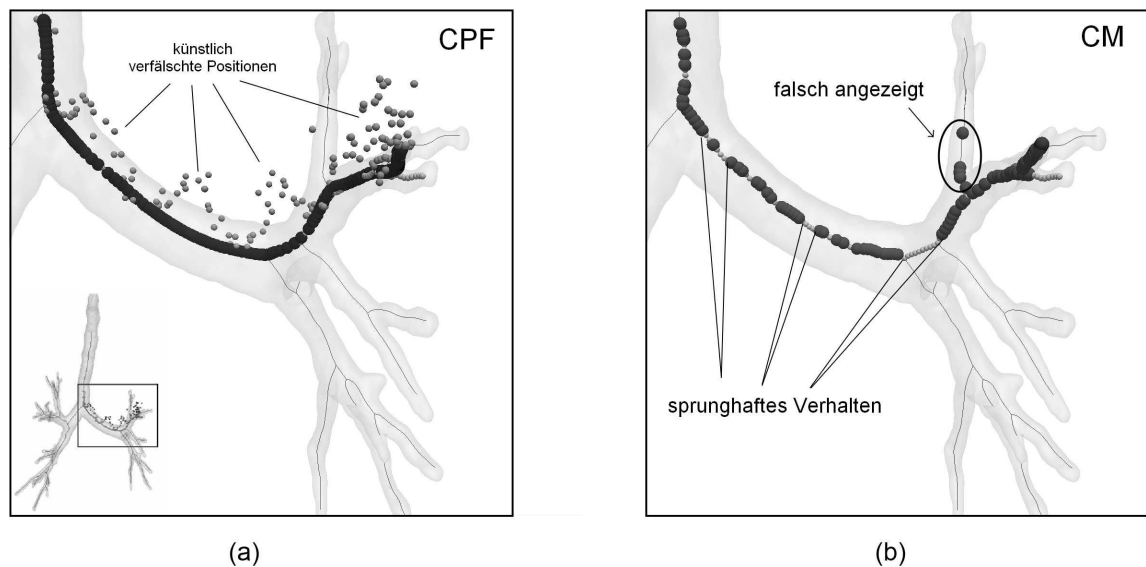


Abbildung 2.9.: Simulation unter spontaner Atmung mit CPF und CM. Die hellen Punkte repräsentieren in (a) die künstlichen verfälschten Positionen aufgrund der Atmung und EM-Rauschen; die dunklen Punkte zeigen den kontinuierlichen Pfad nach CPF. In (b) repräsentieren die hellen Punkte den Referenzpfad; die dunkleren Punkte zeigen den lückenhaften Pfad nach CM. [47]

ne weitere Möglichkeit der Beeinträchtigung durch Respirationsbewegung entgegenzuwirken ist, die Videosequenz der Bronchoskopkamera miteinzubeziehen. Dabei wird jedes Videobild oder Frame (engl.: Einzelbild), das endoluminal vom Bronchoskop aufgenommen wurde, mit einem virtuell erstellten endoluminalen Bild bildbasiert registriert [32]. Die verwendeten virtuellen Innenansichten der Atemwege erhält man durch *Volume Rendering* oder *Surface Rendering* des aus dem präoperativen CT segmentierten Bronchialbaums. Die vom EM-Sensor gelieferte Position des Bronchoskops dient als Startpunkt für die bildbasierte Registrierung von realen und virtuellen Videobildern. Das Ergebnis der Registrierung liefert dann die gesuchte Position und Orientierung des Bronchoskops. An ihre Grenzen stößt eine rein bildbasierte Registrierung in folgenden Fällen:

1. schnelle Bewegungen des Bronchoskops
2. Luftbläschen in den Atemwegen
3. Reflektion des Bronchoskoplichts bei direkter Bestrahlung der Bronchialwand

Deshalb verwenden die im Folgenden dargestellten Ansätze sowohl EM Tracker als auch bildbasierte Registrierung, in der Hoffnung, dass die jeweiligen Schwächen des einen Verfahrens die des anderen ausgleichen können. Man bezeichnet diese Methoden somit auch als *hybrid*.

Einfaches Respirationsmodell

Einer der ersten Versuche auf diesem Gebiet wurde von *Mori et al.* in [98] vorgestellt. Ein 5 DOF zylindrisch geformter Sensor der Länge 8 mm und mit einem Durchmesser von 0,8 mm wurde am

Arbeitskanal des Bronchoskops befestigt. Die Größe des messbaren Raumes des EM-Trackingsystems betrug $500\text{ mm} \times 500\text{ mm} \times 500\text{ mm}$.

Wenn p^C ein Punkt des Bronchoskop-Koordinatensystems C ist, dann wird letztlich die Transformation gesucht, die diesen Punkt in einen Punkt p^{CT} des CT-Volumen-Koordinatensystems CT überführt. Diese Transformation läßt sich auch in mehrere Einzeltransformationen zerlegen:

1. ${}^E_C M$: zwischen Bronchoskopkamera und KS an der Sensorspitze E
2. ${}^S_E M$: zwischen E und tatsächlichem Sensorempfangspunkt-KS S
3. ${}^F_S M^k$: zwischen S und dem Magnetfeldgenerator-KS F im k -ten Frame
4. ${}^W_F M^k$: zwischen F und dem Patienten- bzw. Welt-KS W im k -ten Frame
5. ${}^W_S M^k = {}^W_F M^k \cdot {}^F_S M^k$: zwischen S und W im k -ten Frame
6. ${}^{CT}_W M$: zwischen W und CT

Die Transformation ${}^W_S M^k$ wird von dem EM-Trackingsystem zurückgeliefert und besteht aus einer Rotationskomponente ${}^W_S R^k$ und einer Translationskomponente ${}^W t_S^k$. Damit ergibt sich folgende Gesamttransformation von p^C zu p^{CT} :

$$\begin{aligned} p^{CT} &= {}^{CT}_W M \cdot p^W \\ &= {}^{CT}_W M \cdot {}^W_F M^k \cdot {}^F_S M^k \cdot {}^S_E M \cdot {}^E_C M \cdot p^C \\ &= {}^{CT}_W M \cdot \begin{pmatrix} {}^W_S R^k & {}^W t_S^k \\ 0^T & 1 \end{pmatrix} \cdot {}^S_E M \cdot {}^E_C M \cdot p^C \end{aligned}$$

Der gesamte Trackingprozess besteht dann aus folgenden vier Teilschritten:

1. **EM-Sensor-Kalibrierung:** Hier wird die Transformation ${}^S_C M = {}^S_E M \cdot {}^E_C M$ bestimmt. Dieser Schritt muss nur einmal vor der Bronchoskopie durchgeführt werden. Da lediglich 5 Freiheitsgrade mit dem Sensor bestimmt werden können, kann ${}^E_C M$ nicht eindeutig errechnet werden. Deshalb wurde hier angenommen, dass ${}^E_C M = I$ ist. Die dadurch aufgetretene Ungenauigkeit muss dann durch den Bildregistrierungsprozess ausgeglichen werden. ${}^S_E M$ ist einfach der Offset (engl.: Versatz) zwischen Sensorspitze und tatsächlichem Empfangspunkt des Sensors.
2. **Initiale CT-Patient-Registrierung:** Diese einmalige präoperative Registrierung erfolgt punkt-basiert, indem korrespondierende Punkte manuell im CT und im Patienten mit dem EM-Sensor angetippt werden. Die rigide Transformation ${}^{CT}_W M$ lässt sich dann durch Minimierung der folgenden Distanz finden, wobei $p_i^{CT} (i = 1, \dots, N)$ eine Menge von N Punkten im CT-Volumen ist und $p_i^E = (0, 0, 0, 1)^t$ die Spitze des Sensors:

$$\sum_{i=1}^N \left| p_i^{CT} - {}^{CT}_W M ({}^W_F M_i \cdot {}^F_S M_i \cdot {}^S_E M \cdot p_i^E) \right|^2$$

3. **Initiale Kameraposeschätzung:** In diesem Schritt geht es darum, die z -Rotation $r(\theta)$ des Sensors in Bezug zur Bronchoskopkamera im ersten Frame ($k = 0$) zu bestimmen und damit die Pose (Position und Orientierung des Sichtfelds) der Kamera Q^0 zu erhalten. Dazu wird ein Winkel θ_{max} gesucht, der ein Ähnlichkeitsmaß zwischen virtuellem Kamerabild $V(Q^0)$ und realem Kamerabild B^0 maximiert:

$$\theta_{max} = \arg \max_{\theta} S(B^0, V(Q^0))$$

4. **Tracking der Kamerapose:** Dieser Schritt beschreibt das eigentliche Tracking und wird kontinuierlich für Frames $k \geq 1$ wiederholt. Für das k -te Frame wird mit Hilfe der vom Sensor zurückgelieferten Information p^C zu p^{CT} folgendermaßen transformiert:

$$\begin{aligned} p^{CT} &= {}_W^C M \cdot \begin{pmatrix} {}_S^W R^k & {}_S^W t_S^k \\ 0^T & 1 \end{pmatrix} \cdot {}_E^S M \cdot {}_C^E M \begin{pmatrix} R^k \dots R^0 & t^k \\ 0^T & 1 \end{pmatrix} \cdot p^C \\ &= {}_C^T M(R^k, t^k) \cdot p^C, \end{aligned}$$

wobei $R^0 = r(\theta_{max})$ und R^k die z -Rotation zwischen den Frames B^{k-1} und B^k ist. Diese Startposition wird dann für einen Registrierungsprozess verwendet, um die Transformation (R_{max}^k, t_{max}^k) zu finden, die die Ähnlichkeit zwischen virtuellem und realem Bronchoskopbild maximiert:

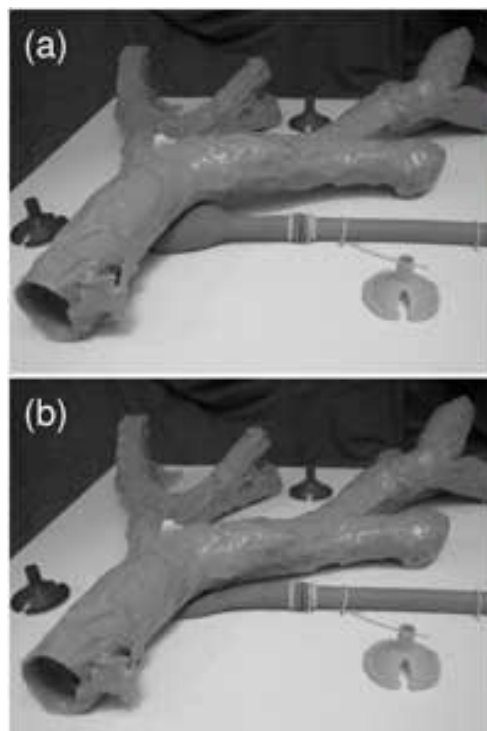
$$(R_{max}^k, t_{max}^k) = \arg \max_{R^k, t^k} S(B^k, V({}_C^T M(R^k, t^k)))$$

Dann ist die gesuchte Kamerapose $Q^k = {}_C^T M(R_{max}^k, t_{max}^k)$.

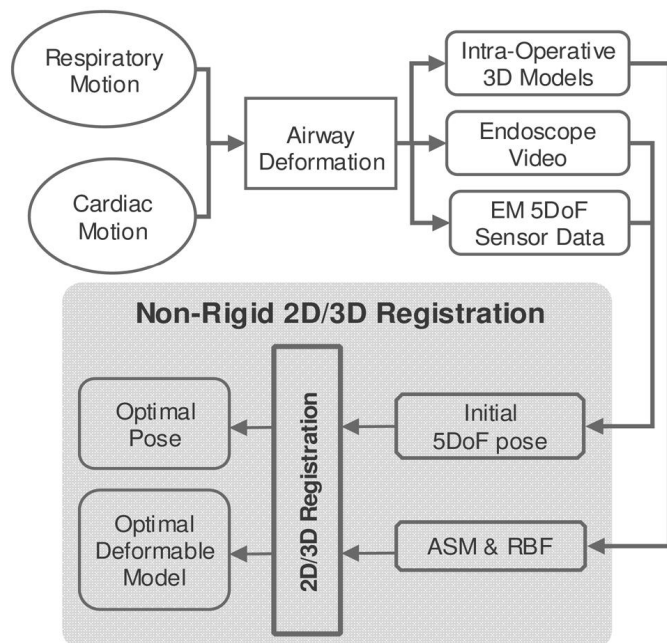
Diese hybride Trackingmethode wurde an einem Bronchialmodellphantom aus Gummi, von dem vorher ein CT erstellt wurde, getestet. Es wurde also ein getracktes Bronchoskop in die Atemwege eingeführt und die Sensorposition ausgelesen. Um Respirationsbewegung zu simulieren, wird *virtual breathing motion* (VBM) (engl.: virtuelle Atembewegung) als $\Delta p(t) = (\Delta p_x(t), \Delta p_y(t), \Delta p_z(t))$ mit $\Delta p_x(t) = \Delta p_y(t) = 0$ und $\Delta p_z(t) = A_d \frac{z_c - z_{carina}}{z_d - z_{carina}} \times \sin(2\pi \frac{t}{T})$ hinzugefügt. Dabei ist A_d die Amplitude der Bewegung am unteren Ende des Zwerchfells, z_{carina} ist die z -Koordinate der Carina, z_d die z -Koordinate des unteren Ende des Zwerchfells und z_c die z -Koordinate der realen Kameraposition vor Addition von VBM. Das heißt, es wird zwischen Carina und Zwerchfell in axialen Positionen über die Zeit interpoliert, da man davon ausgeht, dass menschliche Atmung in dieser Richtung stattfindet. VBM wird nun folgendermaßen an die Sensorposition angehängt:

$$p^{CT} = \begin{pmatrix} I & \Delta p(t) \\ 0^T & 1 \end{pmatrix} {}_W^C M \cdot \begin{pmatrix} {}_S^W R^k & {}_S^W t_S^k \\ 0^T & 1 \end{pmatrix} \cdot {}_E^S M \cdot {}_C^E M \begin{pmatrix} R^k \dots R^0 & t^k \\ 0^T & 1 \end{pmatrix} \cdot p^C$$

Für A_d zwischen $\pm 5 \text{ mm}$ und $\pm 15 \text{ mm}$ konnten VBM-Amplituden zwischen $\pm 2,4 \text{ mm}$ und $7,2 \text{ mm}$ an den getesteten Kamerapositionen innerhalb des Phantoms gemessen werden. Es wurde gemessen, welche Verbesserung die bildbasierte Registrierung im Vergleich zur alleinigen Verwendung von EM-Tracking erreicht. Dazu wurde die Bildregistrierung als Gold Standard (GS) angenommen und die Abweichung gemessen, die durch Verwendung der hybriden Methode in Bezug auf den GS auftrat. Diese lag zwischen $0,54 \text{ mm} \pm 0,3 \text{ mm}$ und $2,26 \text{ mm} \pm 1,29 \text{ mm}$ in Abhängigkeit von A_d .



(a) Bronchialbaum-Phantom mit simulierter Bewegung durch einen Ballon. (a) und (b) stellen unterschiedliche Atemzyklusphasen dar.



(b) Schematische Darstellung der 2D/3D-Registrierung mit 5 DOF EM-Tracking und ASM-Deformationsmodell.

Abbildung 2.10.: Phantom zur Simulation der Atembewegung und Komponenten der Atembewegungskompensation. [33] ©2006 IEEE

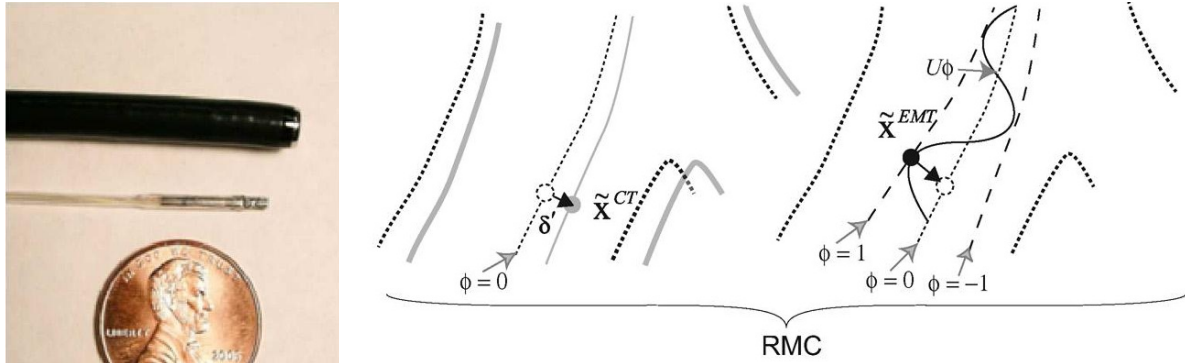
Es konnte also tatsächlich eine Verbesserung im Vergleich zur traditionellen EM-Methode festgestellt werden.

Eine Verbesserung der Methode wurde in [99] erzielt, indem mehrere Startpositionen für die Registrierung verwendet wurden, um lokalen Minima zu entgehen.

Erweiterungen dieser Methode werden auch in [92, 90, 93, 91] von *Luo et al.* vorgestellt. Hier werden sogenannte sequentielle Monte-Carlo-Simulationen zur Modellierung von Uneindeutigkeiten beim elektromagnetischen Tracking verwendet, die aufgrund von schwierigen Videobildern oder Atemwegsdeformationen auftreten können. So konnte eine Erhöhung sowohl der Robustheit als auch der Genauigkeit erzielt werden.

ASM-Respirationsmodell

Das Modell für die Respirationsbewegung, das von *Mori et al.* verwendet wurde, kann nur als Annäherung an die tatsächliche Atembewegung eines Menschen, die auch individuell verschieden sein kann, verstanden werden. *Deligianni et al.* haben deshalb in [33] die intrinsische Variabilität des Bronchialbaumes während der Atmung als *Active Shape Models (ASM)* modelliert. Dazu müssen präoperativ dreidimensionale tomographische Aufnahmen des Patienten in verschiedenen Atemzyklusphasen vorhanden sein. Ausgewählte Punkte an den Bi- oder Trifurkationen des Bronchialbaumes werden als Korrespondenz- bzw. Kontrollpunkte für die ASMs als auch für das darauffolgende glättende *Warping*



(a) Konventionelles Bronchoskop, (b) Zur Atemkompensation wurde der Registrierungsfehler in einen sich langsam SFB mit einem Durchmesser von verändernden Offset δ' (links) und eine oszillatorische Komponente U^ϕ abhängig 1,6 mm und einem Penny (1-Cent- von der Atemphase ϕ (rechts) unterteilt Münze) zum Größenvergleich

Abbildung 2.11.: Single-Scanning Fiber Bronchoscope (SFB) und Methode zur Atemkompensation. [130] ©2010 IEEE

mit *Radial Basis Funktionen* (RBF) verwendet. Abb. 2.10(b) zeigt die einzelnen Komponenten dieses Verfahrens, bei dem sowohl die EM-Sensorposition des Bronchoskops als auch das ASM und die RBF als Eingabegrößen für die nicht-rigide Registrierung zwischen virtuellen und realen Bronchoskopbild genutzt werden, um die Kamerapose und die Verformungsparameter des ASM für den Bronchialbaum zu bestimmen.

Getestet wurde die Methode an einem Bronchialbaum-Phantom mit simulierter Bewegung durch einen Ballon (s. Abb.2.10(a)). Indem ein 6 DOF EM-Sensor auf dem Phantom platziert wurde, konnte die entsprechende Atemzyklusphase bestimmt und das Formmodell entsprechend auf den Bronchialbaum übertragen werden. Dies fungierte als Gold Standard (GS). Die Differenz zwischen GS und Ergebnis der nicht-rigiden Registrierung lag bei etwa $\pm 7 \text{ mm}$. Auch die Bearbeitungszeit für ein Frame wurde mit sehr hohen 3 Min. (ohne Optimierung der Performanz auf einem 2.19 GHz Rechner mit 1 GB RAM) angegeben. Das weitaus gravierendere Problem der Methode besteht aber wohl in der präoperativen Akquirierung der tomographischen Atemzyklus-Daten für jeden einzelnen Patienten. Dies gehört in der Praxis bisher nicht zum Standardprozedere einer Bronchoskopie.

Ultradünnes Scanning-Fiber-Bronchoskop

Ein weiteres Problem der bisher beschriebenen hybriden Trackingmethoden ist die Abhängigkeit von der Bronchoskopkamera und die damit verbundene Unerreichbarkeit von peripheren Regionen der Atemwege aufgrund des relativ großen Bronchoskopdurchmessers. Seibel et al. haben in [129, 128, 130] in Zusammenarbeit mit der Trackingsystem Firma *Ascension Technology Corporation, USA* ein 1,6 mm dünnes *Single-Scanning Fiber Bronchoscope (SFB)* entwickelt, das eine Auflösung von $500 \text{ px} \times 500 \text{ px}$ und eine Framerate von 30 Hz bietet. Abb. 2.11(a) zeigt ein solches Gerät im Größenvergleich zu einem herkömmlichen Bronchoskop, welches die 4. bis 5. Bifurkation erreichen kann. Mit einem SFB könnte rein von der Größe betrachtet bis zur zehnten Abzweigung im Bronchialbaum vorgedrungen werden. Da es aber keine lenkbare Spitze besitzt, ist wohl auch dies nicht praktikabel.

Die vom EM-Tracker gelieferte Pose x_k^{EMT} dient auch bei diesem Ansatz als Initialisierung für das

bildbasierte Tracking an jedem Frame k . Wenn x_k^{CT} die gesuchte Position des SFB ist, dann werden durch die CT-Video Registrierung ein $\delta_k = [\delta_k^x, \delta_k^y, \delta_k^z]^T$ und die drei Eulerwinkel $\theta_k = [\theta_k^x, \theta_k^y, \theta_k^z]^T$ bestimmt. Es besteht dann folgendes Verhältnis jeweils zwischen getrackter Position und Orientierung und tatsächlicher:

$$\begin{aligned} x_k^{CT} &= x_k^{EMT} + \delta_k \\ R(\theta_k^{CT}) &= R(\theta_k^{EMT}) + R(\theta_k) \end{aligned}$$

Respirationsbewegung wird in das Modell mit einbezogen, indem ein weiterer Sensor auf dem Bauch platziert wird um Aufschluss über die Atemphase ϕ_k zu geben, wobei $\phi_k = -1$ volle Inspiration und $\phi_k = 1$ volle Expiration bedeuten. U_k ist dann die maximale lokale Deformation zwischen der nullten Phase und voller Inspiration bzw. Expiration an Position x_k^{CT} . Abb. 2.11(b) zeigt das Modell anschaulich. Es gilt somit:

$$x_k^{CT} = x_k^{EMT} + \delta_k^* + \phi_k \cdot U_k$$

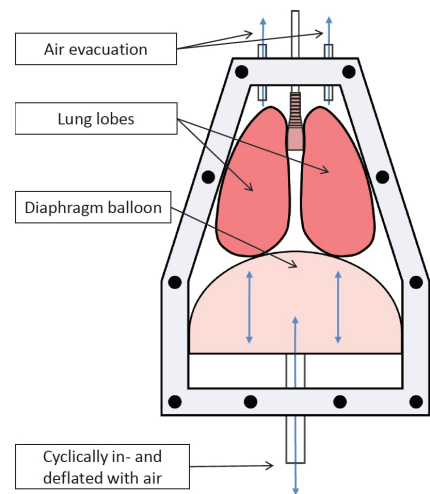
δ_k , θ_k und U_k werden dann während der Bronchoskopie durch Kalman-Filterung geschätzt und angepasst. Die Methode wurde durch in-vivo-Experimente an einem Schwein evaluiert. Der Gold Standard wurde durch manuelle Registrierung an ausgewählten Frames konstruiert und dann der Fehler der hybriden Methode in translatorische und rotatorische Richtung gemessen. Wenn nur δ geschätzt wurde lagen diese bei 6.74 mm und 14.3°, bei Hinzunahme von θ wurde eine Genauigkeit von 4.2 mm und 11.9° erreicht. Wurde auch das Respirationsmodell einbezogen, erhielt man die Werte 3.33 mm und 10.01°.

Bronchoskop-Führungsbahn als Spline-Kurve

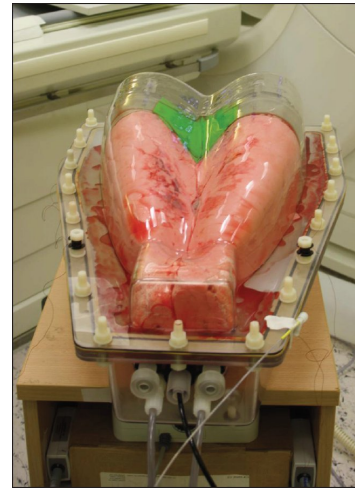
Eines der Probleme von hybriden Trackingverfahren ist, dass schon kleine Veränderungen oder Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der EM-Sensorlage zu großen Sprüngen führen kann. Schon aufgrund einer nur gering veränderten Startposition kann es nämlich passieren, dass die bildbasierte Registrierungsmethode in ein anderes lokales Minimum konvergiert. Dies führt bei der Visualisierung von aktueller Bronchoskop-Position und -Orientierung und bei der augmentierenden Überlagerung von anatomischen Strukturen zu zittrigen Bildern. Um dies zu vermeiden, wurde von *Reichl et al* in [114] eine Methode vorgestellt, bei der die tatsächliche Führungsbahn des Bronchoskops als kontinuierliche Spline-Kurve modelliert wird. Dies führt wiederum zu einem glatteren und plausibleren Ergebnis. Interpolation der translatorischen Positionen erfolgt über Catmull-Rom Splines, wodurch die Kontrollpunkte selbst in der Kurve enthalten sind. Für die Interpolation der Orientierungen werden SLERPs (spherical linear interpolation) verwendet. Jeder Kontrollpunkt ist einem Frame zugeordnet und wird in Bezug auf eine Kostenfunktion $E(\cdot)$ in Position p und Orientierung q optimiert:

$$E(p, q) = \lambda_1 \cdot R_T(p) + \lambda_2 \cdot R_S(p),$$

wobei λ_1 und λ_2 Gewichte sind, $R_T(\cdot)$ die Verschiebung von p_k zu den vom EM-Sensor zurückgelieferten Positionen $p_{k,0}$ reguliert und $R_S(\cdot)$ die euklidische Distanz von p zum nächsten Bronchialbaumvoxel ist. Hier werden also Segmentierungsinformationen in die Modellierung miteinbezogen. In [115] wird eine prinzipiell sehr ähnliche Idee vorgestellt, wobei der Hauptunterschied darin liegt, dass



(a) Schematische Darstellung des Designs und der Funktionsweise des Phantoms



(b) Versuchsaufbau mit aufgepumpter Lunge und durch Trachea eingeführtem Bronchoskop

Abbildung 2.12.: *ArtiChest* Thorax Phantom mit Schweine-Lungen-Explantat zur Atmungssimulation. [114]

hier zur Optimierung zusätzlich ein Ähnlichkeitsmaß verwendet wird und auf die Segmentierungsinformationen verzichtet wird. Dies hat trotz Verbesserung der Qualität des Ergebnisses aber negative Auswirkungen auf die Performanz der Methode und sie ist nicht mehr echtzeitfähig.

Die Evaluation in [114] erfolgte an einem Herzlungen-Explantat eines Schweines, das in ein *ArtiChest* Thorax-Phantom (s. Abb. 2.12) eingelassen wurde. Mit Hilfe dieses Konstrukts lässt sich die zyklische Atembewegung auf der Schweinelunge simulieren. Um den Bereich der Bewegung zu messen, wurden auf dem Phantom mehrere EM-Sensoren angebracht. Die Bewegung betrug bis zu $29,8 \text{ mm}$. Die Initialisierung zwischen CT und EM-Sensor erfolgte wie gewohnt punktbasiert und der verbliebene Fehler lag bei $10,6 \text{ mm}$, was auf die Respirationsbewegung zurückgeführt wird. Die Ground Truth-Datengenerierung erfolgte durch manuelle Registrierung von ausgewählten virtuellen Bronchoskopiebildern mit tatsächlichen Videoaufnahmen. Diese visuelle Registrierung wurde von Experten durchgeführt und ihr Intra-Expert-Agreement wird als $2,32 \pm 1,76 \text{ mm}$ und $5,34 \pm 2,71 \text{ mm}$ angegeben. Die Methode erreichte eine mittlere Abweichung von der Ground Truth von $9,57 \text{ mm}$.

2.2.3. Bildbasierte Navigation

Neben den hybriden Ansätzen zur Bronchoskopverfolgung gibt es auch rein bildbasierte Verfahren, die auf externe Tracking-Systeme verzichten. Es werden nun die wichtigsten Methoden vorgestellt und deren Vor- und Nachteile erörtert.

Bronchoskop-Video

Bricault et al. Die ersten Arbeiten zum bildbasierten Tracking des Bronchoskops wurden von *Bricault et al.* in [22] vorgestellt. Darin wurde eine Methode zur Registrierung von realen und virtuellen Bronchoskopvideosequenzen für die Anwendung bei der TBNA beschrieben. Dieser Ansatz arbeitet

also gänzlich ohne externes Trackinggerät und damit ist man unabhängig von der menschlichen Atmung. Die Idee ist hier, den Registrierungsprozess in vier Teilschritte zu zerlegen, um insgesamt ein genaueres und robusteres Ergebnis zu erzielen. Dieser Multilevel-Ansatz besteht aus folgenden Schichten:

1. **Level 1:** In diesem Schritt werden die Bi- bzw. Trifurkationen (Subdivisionen) in der Videosequenz erkannt und anatomisch innerhalb der Bronchialbaumhierarchie identifiziert. Dafür werden Morphologie-Operatoren verwendet und die Bilder geometrisch analysiert.
2. **Level 2:** Die Subdivisionen aus Level 1 werden hier genutzt, um eine grobe Lokalisation und erste virtuelle Sicht zu generieren. Auch Lichteinfall und Intensitäten werden versucht zu reproduzieren.
3. **Level 3:** Das Bronchoskop wird nun genauer in 4 DOF lokalisiert. Eine dämonebasierte elastische Registrierung zwischen der virtuellen Sicht aus Level 2 und dem realen Kamerabild erfolgt.
4. **Level 4:** Hier werden nun alle 6 Freiheitsgrade bestimmt und die Bronchoskoplage genau berechnet. Eine modellbasierte Shape-from-Shading-Methode wird dafür angewendet, wobei das Ergebnis von Level 3 als Ausgangsposition gilt.

Laut den Autoren ermöglicht diese Aufteilung jeden einzelnen Schritt getrennt zu evaluieren und zu kontrollieren. Außerdem werden einmal gemachte Fortschritte stets behalten und gehen bei Versagen eines Folgeschritts nicht verloren. Somit können die negativen Auswirkungen eines Fehlers in Grenzen gehalten werden. In jedem Schritt werden nur für diesen relevante Informationen verarbeitet und das auf eine Art und Weise, wie sie für diese Daten am meisten passend ist. Somit kann im Vergleich zu Multiscale-Ansätzen, die in jedem Schritt letztlich dieselben Methoden anwenden, sowohl die Performanz als auch Robustheit gesteigert werden.

Das Verfahren wurde an $100\text{ px} \times 100\text{ px}$ Videobildern, die von fünf Patienten während einer bronchoskopischen Untersuchung akquiriert wurden, *a posteriori* getestet, aber nur rein visuell bewertet. Es wurden Genauigkeiten auf *simulierten* Bildern von $1 - 2\text{ mm}$ und 5° gemessen und die Ausführungszeit für alle vier Levels lag unter 5 s .

Helferty et al Wie bereits erläutert, funktioniert die Methode von *Bricault et al.* also nur an Bi- oder Trifurkationen. *Rai et al.* haben ein Verfahren entwickelt, dass diesem Problem entgegenwirkt und außerdem näher an die Echtzeitfähigkeit heranrückt. In [112] wird beschrieben, dass die einzelnen Frames sukzessive zunächst *getrackt* und dann *registriert* werden.

Das Tracking liefert die 3D-Bewegung zwischen dem aktuellen und dem vorherigen Frame. Die Besonderheit ist hier, dass Tiefeninformationen, die aus dem präoperativen CT gewonnen wurden, genutzt werden. *Horn und Weldon* erklären in [61] eine direkte Methode zur Berechnung einer solchen (kleinen) Bewegung unter Zuhilfenahme einer solchen Tiefenkarte.

Der Registrierungsschritt dient dann hauptsächlich dazu, das aktuelle virtuelle Bild mit dem realen Kamerabild explizit abzugleichen. Ansonsten kann es leicht passieren, dass sich Fehler aus dem Tracking-Schritt akkumulieren und man immer weiter vom „rechten Pfad“ abkommt. Als Ähnlichkeitsmaß für diese intensitätsbasierte Registrierung wurde Normalized Mutual Information (NMI) gewählt. Mit der Nelder-Mead Optimierung wird dann also folgender Term gefunden:

$$\chi^{i+1} = \arg \max_{\chi \in N(\chi^i)} [S_{NMI}(I^\chi, V^{i+1})]$$

mit $\chi = [\alpha\beta\gamma T_x T_y T_z]$ als Transformationsvektor oder Viewpoint, $N(\chi^i)$ als Umgebung um χ^i , S_{NMI} als die NMI-Metrik, I^x als aktuellen virtuellen Kamerabild abhängig von χ und V^{i+1} als dem darauffolgenden $i + 1$ -ten Videoframe.

Die Methode wurde an mehreren Datensätzen von echten Patienten und an einem Phantom-Bronchialbaummodell, das aus dem CT-Scan eines Menschen generiert wurde, getestet. Dazu wurden zunächst mehrere Bronchoskopie-Videosequenzen für beide Fälle akquiriert. Danach wurde die Methode an den unterschiedlichen Datensequenzen solange ausgeführt, bis ein nicht mehr behebbarer Fehler auftrat. Dieser Zeitpunkt wurde visuell dann bestimmt, wenn die virtuelle und die reale Sicht nicht mehr übereinstimmten. Es wird angegeben, dass lange Sequenzen (mehr als 150 Frames) fehlerfrei funktionierten, bis auf solche bei denen schlechte Bedingungen herrschten. Solche schweren Fehler traten maßgeblich bei Husten, Bläschen, zu schneller Bewegung, Rauschen, großer Nähe zur Bronchialwand oder großer Entfernung von sichtbaren Bifurkationen auf.

Damit die Methode funktioniert, muss der Arzt das Bronchoskop ungefähr in einer Geschwindigkeit $\leq 30 \text{ mm/s}$ bewegen. Dennoch wird von den Autoren angegeben, dass ihre Methode um etwa eine Größenordnung schneller arbeitet als bisherige Verfahren und dass durch weitere Optimierungen ihres Codes und Leistungssteigerung der Hardware womöglich eine Echtzeitfähigkeit erreicht werden kann.

In [57, 56] stellt dieselbe Arbeitsgruppe das gesamte System inklusive Planungs- und Navigationssoftware vor. Eine Reihe von Phantom-, Tier- und Patientenexperimenten wurden ausgeführt und bestätigen laut der Autoren die Effektivität der Methode. Die größten Probleme, die weiterhin bestehen, sind zu schnelle Bewegungen des Instruments und auftretende Ereignisse wie Hustenanfälle des Patienten oder das Berühren der Bronchialwand mit dem Bronchoskop.

Deguchi et al. Wenn zu wenig Merkmale, in den meisten Fällen gut sichtbare Bifurkationen, auf dem Bild vorhanden sind, geraten intensitätsbasierte Registrierungen in Bedrängnis, da die Ähnlichkeitsmaßfunktion nur ein flaches Extremum an der richtigen Positionierung aufweisen wird. Wenn das Bronchoskop also z.B. an der Trachea entlang fährt, sieht das Bild über weite Strecken sehr ähnlich aus und die Metrik wird an der korrekt überlagerten Position nur leicht ansteigen. Dies wiederum führt zu einem recht langwierigen Optimierungsprozess und somit einer erhöhten Laufzeit. Um dem entgegenzuwirken, haben *Deguchi et al.* in [31] eine Methode entworfen, bei der nur die relevanten Bereiche für die Ähnlichkeitsmessung herangezogen werden. Durch die Auswahl von informativen Bereichen bzw. den Ausschluss von störenden Abschnitten, wie Bläschen, die ja auf dem virtuellen Bild nie vorhanden sind, kann die Rechenzeit laut Angaben der Autoren signifikant verringert und die Robustheit erhöht werden.

Jedes reale Kamerabild wird also zunächst in eine Reihe von sogenannten Teilblöcken (subblocks, engl.) unterteilt. Diese Teilblöcke werden auf bestimmte charakteristische Eigenschaften untersucht. Aufgrund dieser wird entschieden, ob die Ähnlichkeit für diesen Teilblock berechnet werden soll.

Die Unterteilung eines $H \times W$ großen Bildes in $N \times M$ Teilblöcke ist in Abb. 2.13(a) dargestellt. Man sieht hier, dass sich Teilblöcke $D_{m,n}$ und $D_{m+1,n+1}$ untereinander auch überschneiden können, damit kleine Strukturen auf den Bildern nicht zerteilt werden und in unterschiedlichen Teilblöcken landen. Abb. 2.13(b) stellt ein reales Kamerabild, ein virtuelles Bild und die Teilblöcke innerhalb dieser gegenüber.

Auf jedem Teilblock wird zum einen die Standardabweichung der Intensitätswerte und zum anderen die sogenannte *whiteness* (engl.: Weiße) gemessen. Der Wert für die Weiße ist abhängig von der pixelweisen Bildhelligkeit und -sättigung im HSV-Farbraum. Dieser Wert wird berechnet, um Bläschen zu identifizieren, da man davon ausgehen kann, dass diese einen Teilblock weißer erscheinen lassen als sonst. Die Standardabweichung wird berechnet, um Regionen zu klassifizieren, die viel Struktur



Abbildung 2.13.: Unterteilung des Kamerabildes in Teilblöcke für die Ähnlichkeitsmessung. [31]

und Kanten enthalten und somit mehr Information für ein Ähnlichkeitsmaß bieten. Aufgrund dieser beiden Werte wird also entschieden, ob ein Teilblock ausgewählt wird. Alle auf die Kriterien passenden Teilblöcke werden in einer Liste A^k gesammelt.

Die Ähnlichkeit, MoMSE (Modified Mean Squared Error), zwischen dem k-ten Kameraframe B^k und dem virtuellen Bild V wird dann berechnet, indem für alle Teilblöcke die mittleren Abstandsquadrate berechnet werden und dann summiert werden:

$$MoMSE(B^k, V) = \frac{1}{|A^k|} \sum_{D \in A^k} \frac{1}{|D|} \times \sum_{(i,j) \in D} [(B_{i,j}^k - \overline{B_D^k}) - (V_{i,j} - \overline{V_D})]^2,$$

wobei $\overline{B_D^k}$ und $\overline{V_D}$ die Mittelwerte der Intensitäten jeweils eines Teilblocks D sind. Diese werden verwendet, damit auch linear abhängige Bilder registriert werden können. Durch Anpassen der Transformationsparameter wird das virtuelle Bild V so angepasst, dass $MoMSE(B^k, V)$ minimal ist. Für die Volume Rendering-Generierung von V werden im entsprechenden Raycasting-Schritt nur ausgewählte Teilblöcke verwendet, um den Berechnungsaufwand zu verringern. Die initiale Transformation wird manuell oder semiautomatisch bestimmt.

Für die experimentelle Auswertung der Methode wurden acht Bronchoskopie-Videosequenzen von Patienten aufgenommen und offline getrackt. Die Methode wurde der Methode von *Mori et al.* in [100] gegenübergestellt. Diese Methode arbeitet mit dem Ähnlichkeitsmaß der Abstandsquadrate ohne auf Teilblöcke einzuschränken. Für die Bewertung wurde einfach gezählt, wie viele Kamerabilder rein visuell als korrekt getrackt klassifiziert werden konnten. Bis zu 1600 aufeinanderfolgende Bilder konnten getrackt werden. In allen Fällen konnte eine deutliche Verbesserung der Robustheit mit der neuen Methode erreicht werden. Auch eine Verringerung der Ausführungszeit von 1,76 Sek. auf 0,95 Sek. pro Frame wurde gemessen. Quantitative Ergebnisse konnten auch hier nur auf virtuellen Bildern gemessen werden und die Genauigkeit beider Methode betrug hier 0,5 mm und 1,5 °.

Leider kann diese Methode kumulierte Ungenauigkeiten aufgrund von Bläschen und anderen Störfaktoren noch nicht ausmerzen und dies führt zu schwerwiegenden Fehlern. Auch ist die Anwendung noch weit entfernt von einer Echtzeitfähigkeit, die erst durch eine 10-fache Beschleunigung erreicht würde. Ein weiteres Problem ist die oftmals schlechte Auflösung von CT-Scans, was wiederum dazu führt, dass die virtuellen Bilder ausschlaggebende Feinheiten möglicherweise nicht abbilden können.

Fluoroskopie-Bilder

Während einer bronchoskopischen Untersuchung werden aber nicht nur die Videosequenzen des Bronchoskops aufgenommen, sondern auch C-Bogen-Aufnahmen intraoperativ erstellt. Der C-Bogen kommt insbesondere dann zum Einsatz, wenn das Bronchoskop mit der Kamera nicht mehr weiter vordringen kann und das Biopsieinstrument aus dem Kanal herausgeführt wird. Um verfolgen zu können, wo sich die Nadel oder die Zange im Thorax befindet, macht der Arzt frontale Fluoroskopieaufnahmen des entsprechenden Thoraxbereiches. Auf diesen Aufnahmen sind aber, wie bereits erläutert, nur sehr bedingt und unzureichend anatomische Strukturen, sprich die Bronchien, zu erkennen. Das Bronchoskop, die Instrumente und auch Knochenstrukturen, in diesem Fall die Rippen und die Wirbelsäule, hingegen sind gut erkennbar.

Eine weitere Möglichkeit das Bronchoskop und sogar Biopsieinstrumente innerhalb des 3D-Bronchialbaumes zu tracken, ist eine 2D/3D-Registrierung zwischen Fluoroskopie und CT durchzuführen. Dann kann die 2D-Position des Instruments im Fluoroskopiebild Aufschluss über seine 3D-Lage innerhalb des CT geben. Dies ist nur möglich, wenn man annehmen kann, dass sich das Instrument immer innerhalb der Bronchien befindet. Erst dieses Zusatzwissen ermöglicht dann eine einigermaßen eindeutige Zuordnung des jeweiligen Astes und damit der Position im CT.

Modalität Markelj et al. klassifizieren in [95] die Registrierung zwischen CT und Fluoroskopie als *quasi-intramodal*. Es handelt sich also weder um eine monomodale noch um eine echte multimodale Registrierung, da zwar dasselbe Prinzip bei der Bildakquisition dahintersteckt, aber dennoch unterschiedliche Photonenenergien, Strahlungsstreuungsfaktoren, Detektoreigenschaften und anderes die beiden Modalitäten unterscheidet. Die Ähnlichkeit der Daten hat vor allem auf die Wahl des Ähnlichkeitsmaßes Einfluss. Weiterhin kann man laut [95] bei der 2D/3D-Registrierung zwischen *volume-to-slice*- (engl.: Volumen zu Schicht) und *image-to-image*- (engl.: Bild zu Bild) Registrierung unterscheiden. Im Falle des ersten werden die räumlichen Daten des 3D-Volumens auf eine Schicht abgebildet, das bedeutet das jeder Pixel des 2D-Bildes einen korrespondierenden Punkt im 3D-Volumen besitzt (one-to-one-mapping, engl.: eins-zu-eins-Zuordnung). Im Falle einer image-to-image-Registrierung hingegen wird eine Projektion registriert und es besteht somit keine Punkt-zu-Punkt-Korrespondenz mehr.

In unserem Fall haben wir es mit einer projektiven Abbildung, nämlich der Fluoroskopie, zu tun und somit handelt es sich um eine image-to-image Registrierung. Damit ergeben sich auch prinzipiell unterschiedliche Lösungsansätze.

Dimensionalität Der erste Schritt einer 2D/3D-Registrierung besteht darin, die Bilddaten in dieselbe Dimension zu überführen. Das geht in beide Richtungen, d.h. man kann sowohl das 3D-Volumen auf ein 2D-Bild projizieren als auch aus mehreren 2D-Bildern ein 3D-Volumen erstellen. Es wird unterschieden zwischen *Projektion*, *Rückprojektion* und *Rekonstruktion*.

1. *Projektion*: Bei der Projektionsstrategie werden aus dem 3D-Volumen mehrere künstliche Projektionsbilder, so genannte *Digitally Reconstructed Radiographs* (DRRs, engl.: digital rekonstruierte Röntgenaufnahme), aus unterschiedlichen Projektionsrichtungen und -positionen erzeugt (s. auch Abschnitt 4.2.1). Diese DRRs werden dann mit dem Referenzfluoroskopiebild überlagert und das DRR mit der größten Ähnlichkeit ausgewählt.
2. *Rückprojektion*: Bei der Rückprojektion wird das 2D-Bild in den 3D-Raum zurückprojiziert, um dann im Raum eine Registrierung durchzuführen, wobei wiederum ein Ähnlichkeitsmaß

optimiert wird. Hierbei werden virtuelle Strahlen erzeugt, die 2D-Punkte oder 2D-Konturen auf dem Röntgenbild mit der Röntgenquelle verbinden. Minimiert werden dann die Distanzen zwischen diesen Strahlen und den korrespondierenden 3D-Strukturen im CT. Sowohl die 2D-Strukturen auf dem Röntgenbild als auch die 3D-Strukturen im CT müssen normalerweise vorher extrahiert werden.

3. *Rekonstruktion*: Rekonstruktion bedeutet, dass aus *mehreren* 2D-Aufnahmen ein 3D-Volumen erstellt wird und dieses dann für eine 3D/3D-Registrierung verwendet wird.

Für ein Bronchoskopie-Navigationssystem kommen nur die Projektions- oder die Rückprojektionsstrategie in Frage, da normalerweise nicht mehrere Fluoroskopiebilder aus unterschiedlichen Richtungen zur Verfügung stehen.

Registrierungsbasis Die Registrierungsbasis beschreibt nach [94] die Daten, auf deren Basis die Registrierung erfolgt. Man kann diese bei der 2D/3D-Registrierung in *extrinsisch*, *intrinsisch* und *kalibrierungsbasiert* unterteilen.

1. *Extrinsisch*: Extrinsische Methoden verwenden von außen eingeführte, künstliche Marker. Dies können z.B. stereotaktische Rahmen oder in Knochen oder weiches Gewebe implantierte Objekte sein. Auch Hautmarker kommen zum Einsatz. Die Registrierung aufgrund solcher extrinsischen Landmarken ist einfach und schnell, da wenig Daten verarbeitet werden müssen und keine komplexen Optimierungsstrategien eingesetzt werden müssen. Die Genauigkeit hängt hier aber stark von der Genauigkeit der Segmentierung der Marker ab, was entweder manuell oder unter Verwendung von Bildverarbeitung geschehen kann. Dies kann sowohl ungenau als auch aufwändig sein. Außerdem müssen die Marker durch eine Operation erst am Patienten fixiert werden und das noch bevor das CT erstellt wird.
2. *Intrinsisch*: Intrinsische Methoden verwenden keine künstlichen Landmarken, sondern lediglich die bereits vorhandenen anatomischen Strukturen auf den Bildern. Sie werden weiter unterteilt in *merkmalsbasiert* und *intensitätsbasiert* und *gradientenbasiert*. Abb. 2.14 stellt Projektion, Rückprojektion und Rekonstruktion sowie merkmalsbasierte, intensitätsbasierte und gradientenbasierte Verfahren in einer Matrix gegenüber.
 - a) *Merkmalsbasiert*: Merkmalsbasiert bedeutet, dass hier 3D-Merkmale, also z.B. einzelne Punkte, Punktmengen, Kurven, Oberflächen oder Konturen, aus dem präoperativen Datensatz extrahiert werden und dann mit den entsprechenden Merkmalen im 2D-Bild registriert werden. Damit hängt auch hier die Genauigkeit von der manuellen oder automatischen Segmentierung der Strukturen sowohl im 3D als auch 2D ab. Diese Vorarbeit kann zwar zeitaufwändig sein, aber die darauffolgende Registrierungsprozedur wird durch die Reduzierung der Daten auf Merkmale erheblich verringert. Schwierig ist auch die Zuordnung der einzelnen Merkmale innerhalb des 2D-Bildes zum 3D-Volumen.
 - b) *Intensitätsbasiert*: Bei intensitätsbasierten Methoden werden diese Schwierigkeiten umgangen, indem ausschließlich die Intensitätswerte der Voxel bzw. Pixel verwendet werden. Man muss sich nicht auf eine möglicherweise falsche Segmentierung oder Zuordnung verlassen. Im Gegenzug wird aber oftmals ein größeres Datenvolumen verarbeitet, da hier meist pixelweise ein intensitäts- oder gradientenbasiertes Ähnlichkeitsmaß zwischen 3D-Volumen und 2D-Bild berechnet wird. Aufgrund häufig vorkommender lokaler Minima

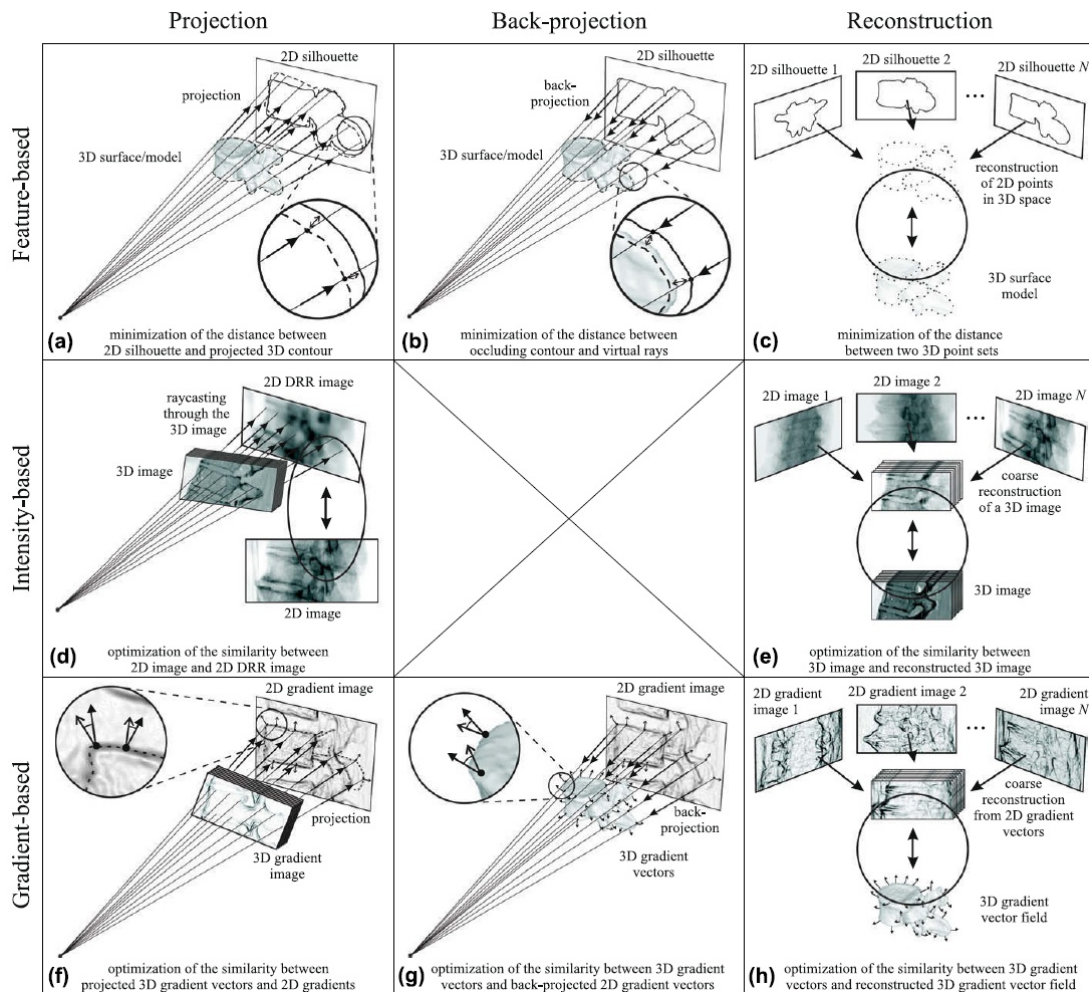


Abbildung 2.14.: Geometrischer Aufbau von 2D/3D-Registrierungsmethoden gemäß Registrierungsbasis und -strategie zur Bestimmung der räumlichen Korrespondenz. [95]

wird bei dieser Methode stets eine gute Initialisierung, die meist manuell erfolgt, benötigt. Das bedeutet, der Capture Radius (engl.: Konvergenzbereich) ist normalerweise sehr klein.

- c) *Gradientenbasiert*: Gradientenbasierte Methoden versuchen die Relation des Gradientenvektorfeldes im 3D zu den Gradientenvektoren im 2D-Bild zu nutzen [86, 135]. Das hat den Vorteil, dass die zu verarbeitenden Daten auf die Gradienten verringert werden können und dennoch keine fehlerbehaftete Segmentierung durchgeführt werden muss.
3. *Kalibrierungsbasiert*: Kalibrierungsbasierte Methoden verwenden sehr genau vorkalibrierte Bildgebungssysteme und tracken dann die Bewegung oder Transformation des Systems zum Patiententisch. Damit so eine Methode funktioniert, muss gewährleistet sein, dass der Patient während der gesamten Zeit möglichst fixiert auf dem Tisch liegen bleibt. Das Verfolgen der C-Bogen Bewegung erfolgt oftmals durch optische Infrarot-Trackingsysteme, wie z.B. in [58]. Weitere Methoden hierzu werden in Abschnitt 2.3 genauer vorgestellt.

Bronchoskopie-Navigation 2D/3D-Registrierung von intraoperativen Fluoroskopiebildern mit präoperativem CT, um die Navigation des Bronchoskops zu unterstützen, wurde erstmals von *Xu et al.* in [154] vorgestellt. Vergleichbar zu dem Ansatz meiner Arbeit ist auch hier das Ziel, aus dem CT segmentierte Strukturen, vor allem den Bronchialbaum, auf dem Fluoroskopiebild korrekt überlagert und klar erkennbar anzuzeigen. Dafür wird die Pose des C-Bogens zum Patienten benötigt. Diese Pose bzw. Transformation wird in [154] durch eine 2D/3D-Registrierung zwischen dem präoperativen CT und der intraoperativen Fluoroskopieaufnahme gefunden. In [153] haben die Autoren ihre erste Methode etwas erweitert und verwenden statt, wie anfänglich, eines Fluoroskopiebildes nunmehr zwei Aufnahmen aus unterschiedlichen Richtungen.

Bei der Methode handelt es sich um eine merkmalsbasierte Registrierung auf den Rippen und der Wirbelsäule. Diese Strukturen sind sowohl im CT als auch im Fluoroskopiebild stets gut erkennbar. Vor der Intervention muss also das CT einmalig segmentiert werden und aus dem Ergebnis werden dann Oberflächen aus Dreiecksnetzen generiert.

Während der Bronchoskopie werden die beiden Fluoroskopieaufnahmen mit dem Canny-Edge-Filter [26] auf Kanten untersucht. Jedem Kantenpunkt wird dann ein Orientierungsbereich abhängig von den Gradienten in x- und y-Richtung zugewiesen. Insgesamt gibt es 8 solcher gleich großen Intervalle. Für jedes Intervall wird dann einmalig eine Distanztransformation ausgeführt und gespeichert.

Weiterhin muss die Relation der beiden C-Bogen-Posen zueinander berechnet werden. Dies geschieht mit Hilfe von Markern, die auf beiden Bildern abgebildet werden und sich in einer bekannten Formation befinden. Es wird vorgeschlagen diese Marker auf dem Patiententisch zu fixieren. Durch Registrierung der aufgenommenen Formation zur bekannten kann dann die relative Lage der C-Bogen-Posen zueinander bestimmt werden. Weitere Angaben zu der verwendeten Formation werden von den Autoren nicht genannt.

Die Registrierung erfolgt nun, indem die segmentierten 3D-Oberflächen aus zwei Richtungen, die wie oben beschrieben in Relation zueinander stehen, auf virtuelle Ebenen projiziert werden. Innerhalb der Projektionen werden dann die Begrenzungen der Knochenstrukturen extrahiert. Für jeden Begrenzungspunkt wird dann der Gradient berechnet und aufgrund dessen ein Orientierungsintervall ausgesucht. Die zu der ausgewählten Orientierung passende Distanzkarte wird dann verwendet, um die Abstände zwischen den Kanten im virtuellen und im realen Fluoroskopiebild zu minimieren.

Als Optimierung wurde der Powell-Algorithmus [110] gewählt und die Initialisierung mit einer Startpose erfolgt manuell. Der große Vorteil ist hier, dass die Distanztransformation nur einmal berechnet werden muss und man nur Kanten betrachtet, die orientierungsbetreffend relevant sind.

Die Methode wurde zunächst auf einem Brust-Schalen-Phantom getestet. Die Ground Truth wurde von einem High-End C-Bogen geliefert, der normalerweise in Bronchoskopie-Operationssälen nicht zur Anwendung kommen würde. Die in [154] vorgestellte Single-View-Methode wurde der neuen Methode für den quantitativen Vergleich gegenübergestellt. Es wurden verschiedene Capture Radien von 0–10 mm bis 80–90 mm getestet. Die neue Methode erreichte im Durchschnitt eine Erfolgsrate von 70% im Vergleich zur ersten Methode, die nur 10% erreichte. Dabei wurde ein durchschnittlicher Fehler von kleiner als 5 mm als erfolgreich gewertet. Es wurden im Schnitt Genauigkeiten von $4,19 \pm 0,5$ mm gemessen. Während die neue Methode durchschnittlich $48,39 \pm 9,6$ Sek. gebraucht hat, dauerte eine Berechnung mit der alten Methode 423 ± 107 Sek..

Weiterhin wurden auch Patientendaten für eine retrospektive Verarbeitung und Evaluation herangezogen. Da hier aber keine Ground Truth vorhanden war, musste visuell der Erfolg inspiziert werden. Obwohl die Autoren die Ergebnisse als ausreichend genau, robust und schnell, sogar bei schlechten manuellen Initialisierungen, bewerten, genügt diese Methode meiner Ansicht nach in keinem der Punkte den hohen Ansprüchen einer klinisch anwendbaren Bronchoskopie-Navigation. Abb. 2.15(a)

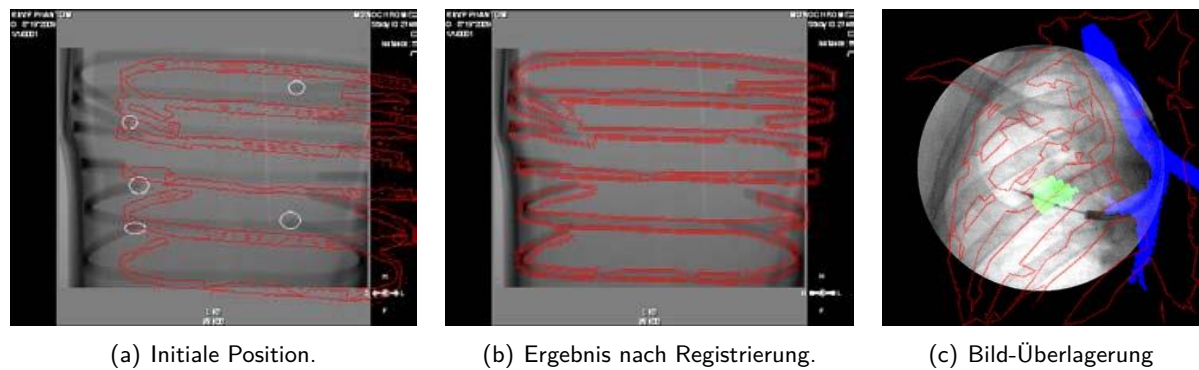


Abbildung 2.15.: Evaluation an Phantom-Daten und Überlagerung der Atemwege (blau), Läsion (grün) und Knochenstrukturen (rot) auf einem Röntgenbild. [153] ©2010 IEEE

und 2.15(b) zeigen beispielhaft Phantombilder vor und nach der Registrierung, wobei die rote Markierungen die projizierten Oberflächenkanten aus dem CT darstellen. Die weiß umkreisten Rippenspitzen wurden als Bezugsmarken für die Validierung verwendet. Abb. 2.15(c) zeigt einen Patientendatensatz, auf welchem der Bronchialbaum (blau), eine Läsion (grün) und die Knochenstrukturen (rot) überlagert wurden. Man sieht deutlich, dass die Knochenstrukturen nicht ausreichend genau angepasst wurden.

2.2.4. Zusammenfassung

Im Folgenden sollen die in den vorangegangenen Abschnitten vorgestellten Verfahren bewertend zusammengefasst werden. Dabei wird deutlich, welche Schwachstellen diese Verfahren besitzen und warum in dieser Arbeit eine neue Lösung für die Bronchoskopie-Navigation vorgeschlagen wird.

Bronchoskopie-Navigationssysteme, die auf EM-Trackern basieren, sowohl auf der Bronchoskopspitze als auch auf einem lenkbaren Katheter, werden mit vielerlei Problemen konfrontiert. So wird zum Beispiel die Genauigkeit dieser Methoden von unterschiedlichen Faktoren negativ beeinflusst: metallische Objekte im Operationssaal, also. z.B. ein C-Bogen, Lampen oder Operationswerkzeuge, charakteristische Eigenschaften der EM-Sensoren, wie Rauschen oder das Fehlen eines Freiheitsgrades bei der Posenbestimmung, sowie die punktbaasierte Registrierung zwischen virtuellem (CT) und realem Patienten, die meist schon initial fehlerbehaftet ist und durch Atem- und Hustenbewegungen noch weiter verschlechtert wird. Abgesehen von solchen Beeinträchtigungen in der Genauigkeit der Methode, was die Präzision bei der bronchoskopischen Gewebeentnahme untergräbt, gibt es aber noch grundlegendere Probleme, wie die Unerreichbarkeit von Bronchialästen, die über die 4. oder 5. Abzweigung hinausgehen, falls der Sensor sich auf der Bronchoskopspitze befindet. Auch bei Verwendung eines extrem dünnen Bronchoskops, welches sogar bis zur 10. Bifurkation vordringen soll, stellt sich die Frage nach dessen Brauchbarkeit aufgrund fehlender Flexibilität und Lenkbarkeit der Spitze. Auch wenn diese Nachteile einzig auf das kommerzielle superDimension-System nicht gänzlich zutreffen, so spricht gegen die Verwendung eines solchen getrackten lenkbaren Katheters dessen kostspieliger Austausch nach jedem Gebrauch und die Festlegung auf einen einzigen Hersteller.

Alle diese Probleme treffen auch auf hybride Verfahren zu, wobei hier vor allem an der Genauigkeit der Methode geftelt werden kann, indem die getrackte Position durch eine bildbasierte Registrierung verbessert wird. Dennoch gehen auch die Entwickler dieser Methoden nicht davon aus, dass eine

über die der Bildregistrierung hinausgehende Genauigkeit durch Kombination erreicht werden kann.

Trotz ihrer Unabhängigkeit von respiratorischer Bewegung oder einer genauen Vorpositionierung, haben auch die auf Bronchoskopie-Videobildern basierenden Methoden mit Genauigkeitseinbußen zu kämpfen. So können Blut, Schleim, Bläschen, Luftwegskonstruktionen durch Husten, Reflektionen des Bronchoskoplichtes auf der Bronchialwand bei direktem Anleuchten, abrupte Bewegungen des Bronchoskops oder einfaches Rauschen des Bildes die Qualität der Bildregistrierung so sehr beeinflussen, dass ein „Wiederfinden“ des richtigen Pfades nicht ohne Benutzerinteraktion möglich ist. Auch bei dieser Methode wird eine grobe initiale Vorpositionierung benötigt, da ansonsten der Suchraum für die Optimierungsstrategie zu groß wäre. Weiterhin ist die Registrierung abhängig von signifikanten Merkmalen innerhalb der Bilder, d.h., meist funktionieren sie nur an Bifurkationen oder Biegungen verlässlich, da ansonsten die Extrema zu flach sind. Vor allem aber sind Bronchoskop-Video-basierte Methoden abhängig von der Bronchoskop-Kamera, d.h., auch diese Methoden können in Verästelungen tiefer als die 4. oder 5. Bifurkation nicht mehr navigieren und auch ein super-dünnes Bronchoskop ist aufgrund mechanischer Starrheit nicht viel tiefer führbar. Der wichtigste Nachteil dieser Methoden besteht aber darin, dass die Registrierung zu zeitaufwändig ist, um echtzeitfähig zu sein. Es ist aber wiederum wichtig, *jede* Bewegung des Bronchoskops tracken zu können, damit auch die folgenden Videobilder korrekt registriert werden können. Einige dieser Probleme können durch die Verbindung mit einem EM-Tracker eliminiert werden, aber grundlegende Schwierigkeiten, wie die fehlende Echtzeitfähigkeit und die Abhängigkeit von der Bronchoskop-Kamera bleiben bestehen. Auch ist man dann nicht mehr unabhängig von Tracking-Hardware und -Software und von bestimmten Bronchoskopherstellern.

Gänzlich ohne eine Veränderung der aktuellen Vorgehensweise des Arztes während einer bronchoskopischen Untersuchungen kommen Methoden aus, die nur auf den intraoperativen Fluoroskopie-Aufnahmen arbeiten. Leider können bildbasierte 2D/3D-Registrierungsmethoden, die die Fluoroskopie-Aufnahmen durch DRR-Generierung an dem präoperativen CT ausrichten, meist nicht mit einem großen Suchbereich zurechtkommen und weisen deshalb nur einen kleinen Capture Radius auf. Sie sind auch zu langsam in ihrer Ausführung, um für eine klinische Anwendung geeignet zu sein. Merkmalsbasierte Verfahren sind zudem abhängig von vorangegangenen Segmentierungen, die ihrerseits fehlerbehaftet sein können. Dieser Fehler wird sich dann auf die folgende Prozedur propagieren. Intensitätsbasierte Verfahren verlangen zur Verkleinerung des Suchbereichs meist nach einer initialen manuellen Vorpositionierung. Unterschiede zwischen CT und intraoperativer Fluoroskopie können außerdem durch Atembewegung oder Husten bedingt sein und erschweren somit die bildbasierte Registrierung. Für die bronchoskopische Navigation wurden diese Methode nur von einer Gruppe vorgestellt. Die Erfolgsrate, der erlaubte Aufnahmebereich und die Ausführungszeiten sprechen nicht für einen möglichen klinischen Einsatz. Auch die Notwendigkeit von zwei Aufnahmen pro Registrierungsschritt entspricht nicht dem klinischen Standardvorgehen und bedeutet eine Mehrbelastung für den Patienten.

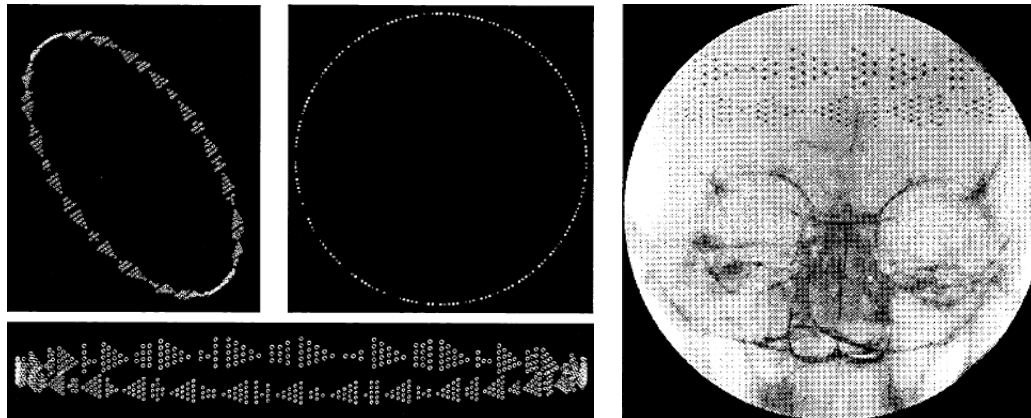
Eine Auflistung der Probleme, die mit den bisher beschriebenen Verfahren auftreten können, ist in Tabelle 2.1 zu finden. Aufgrund der erläuterten Schwierigkeiten verfolgt diese Arbeit einen gänzlich neuen Ansatz. Ich verzichte auf die Verwendung von elektromagnetischen Trackern und den Bronchoskopie-Videobildern. Dadurch ist meine Methode unabhängig von Bronchoskop- und Trackingsystem-Herstellern sowie der Bronchoskopkamera. Lediglich der stets vorhandene C-Bogen wird verwendet, um intraoperative Fluoroskopie-Aufnahmen mit dem präoperativen CT in Deckung zu bringen. Dabei wird aber nicht auf zeitaufwändige und auf einen kleinen Capture Radius beschränkende bildbasierte 2D/3D-Registrierung zurückgegriffen, sondern auf C-Bogen-Posenschätzung, die auf einer selbst entwickelten Markerplatte basiert. C-Bogen-Posenschätzung wurde bisher noch nicht

2. Stand der Technik

für die bronchoskopische Navigation eingesetzt, ist aber in anderen Anwendungsgebieten sehr wohl vertreten. Im Folgenden sollen diese Einsatzmöglichkeiten aus der Literatur und die dafür verwendeten Kalibrierungsobjekte und -methoden näher erläutert werden.

| | Probleme |
|--|--|
| Trackerbasiert/Hybrid | <ul style="list-style-type: none">▪ Abhängigkeit von Bronchoskophersteller▪ Genauigkeitsverlust des Sensors durch ferromagnetische Objekte in der Umgebung▪ Genauigkeitsverlust bei Sensoren mit nur 5 DOF▪ Genauigkeitsverlust durch sortentypisches Rauschen▪ Genauigkeitsverlust durch Atem- und Hustenbewegung des Thorax▪ Abhängigkeit von initialer Registrierung (markerbasiert oder manuell)▪ Sensor auf Bronchoskopspitze: tiefe Verästelungen nicht erreichbar▪ Lenkbarer Katheter: kostspieliger Austausch nach jedem Gebrauch▪ Ultra-dünnes Bronchoskop: nicht flexibel oder lenkbar |
| Bronchoskop-Video/Hybrid | <ul style="list-style-type: none">▪ Keine Echtzeitfähigkeit▪ Abhängigkeit von Bronchoskopkamera▪ Flache Extrema aufgrund weniger Merkmale▪ Zusammenziehen der Atemwege bei Husten▪ Verrauschte Bilder▪ Schnelle Bewegungen des Bronchoskops▪ Luftbläschen in den Atemwegen▪ Bronchoskoplicht-Reflektion auf Bronchialwand |
| Merkmalsbasiert (Fluoroskopie-Bilder) | <ul style="list-style-type: none">▪ Keine Echtzeitfähigkeit▪ Abhängigkeit von präoperativer Segmentierung▪ Kleiner Capture Radius und geringe Erfolgsrate▪ Abhängigkeit von Atemzyklusphase |
| Intensitätsbasiert (Fluoroskopie-Bilder) | <ul style="list-style-type: none">▪ Keine Echtzeitfähigkeit▪ Sehr kleiner Capture Radius▪ Manuelle Vorpositionierung notwendig▪ Abhängigkeit von Atemzyklusphase |

Tabelle 2.1.: Gegenüberstellung der Schwachstellen auf EM-Trackern, bildbasierter Registrierung von Bronchoskop-Video und Fluoroskopie-Bildern basierenden Verfahren.



(a) Kalibrierungsring: *Links*: Perspektivische Sicht. *Rechts*: Typische Ansicht während Anwendung. (b) Röntgenbild eines Schädels mit partieller Aufsicht auf Kalibrierungsring.

Abbildung 2.16.: Kalibrierungsring: Muster und Röntgenaufnahme. [104]

2.3. C-Bogen Pose Estimation

Die bildbasierte Bestimmung der C-Bogen Pose wird in der Literatur bereits für unterschiedliche Anwendungsfälle und mit verschiedenen Kalibrierobjekten behandelt. Die Verfahren und Lösungsansätze variieren dabei stark in Bezug auf die Form, Größe und Positionierung des Kalibrierobjektes, den erlaubten Erfassungsbereich, die erreichbare Genauigkeit und die Berechnungszeit, sowie die erlaubte Größe und Position des Bildbereichs und zulässige überlagernde Objekte bzw. Anatomien. Im Folgenden werden die wichtigsten Beiträge zur C-Bogen-Posenbestimmung vorgestellt. Dabei wird sich zeigen, dass keines der Verfahren den Anforderungen, die von einer bronchoskopischen Navigation gestellt werden, genügt.

2.3.1. Kalibrierungsring

Eine der ersten Versuche zur Bestimmung der C-Bogen Pose wurde von *Navab et al.* in [104] unternommen. Die resultierenden Posen sollten für die 3D-Rekonstruktion von arteriellen Gefäßen verwendet werden. Eine solche Rekonstruktion wiederum kann dann in der interventionellen Angiographie genutzt werden.

Das Kernstück der Methode besteht aus einem zylinderförmigen Kalibrierungsring, auf dem 613 eindeutig identifizierbare Stahlkügelchen ($\varnothing 1,2\text{ mm}$) als Marker angebracht sind. Dieser Ring aus Acrylglas ist während der Durchleuchtung um den Kopf des Patienten befestigt. Die Metallkügelchen sind nach einem vordefinierten Muster angeordnet. Dabei kodieren bestimmte Sequenzen des Musters bestimmte Abschnitte auf dem Kalibrierungsring (s. Abb. 2.16(a)). Größe und Abstand zwischen den Metallkügelchen können für die Kodierung nicht verwendet werden, da diese sich unter perspektivischer Projektion verändern können. Die genannte Anordnung dient zum einen der Zuordnung von Bild- zu Weltkoordinaten. Zum anderen ermöglicht die Ringform aber auch C-Bogen-Aufnahmen aus unterschiedlichen Rotationswinkeln. Dies ist offensichtlich für die 3D-Rekonstruktion essentiell. Von Vorteil ist, dass es genügt, lediglich Teile des Musters abzubilden, um eine Zuordnung zu bestimmen. Die Metallkügelchen haben einen sehr viel höheren Absorptionskoeffizienten als menschliche Knochen und Gewebe und sind deshalb auf einer Röntgenaufnahme deutlich sichtbar. Dies ist zwar

einerseits vorteilhaft für ihre Detektion, aber andererseits können dadurch interessante Anatomiestrukturen verdeckt werden. Deshalb wurde der Markerbereich auf ein bandförmiges $8,5\text{ mm}$ breites Areal beschränkt. In Abb. 2.16(b) ist das Muster beispielhaft auf der Durchleuchtungsaufnahme eines Schädels zu sehen.

Das Verfahren zur C-Bogen-Posenbestimmung besteht aus mehreren Teilschritten:

1. *Detektion und Extraktion der Marker:* Nach einer Kantendetektion mit dem Canny-Edge-Filter [26] werden Kreissegmente bestimmt. Aufgrund des Radius und der Größe werden diese wiederum mit Hilfe eines Clusteringverfahrens zusammengefügt. Der Intensitätsgradient der Kanten wird außerdem genutzt, um die detektierten Kreise nach Abbildungsschärfe zu gewichten.
2. *Dekodierung und 3D/2D-Zuordnung der Marker:* Zunächst werden das obere und untere Kodierungsband mit Hilfe von zwei Histogrammen, die zum einen die vertikale Verteilung der Kreise und zum anderen deren Größe abbilden, voneinander getrennt. Dann werden die Kreise in einer Spalte gefunden, die verlässlich, d.h. mindestens 3 px breit, sind. Die ausgewählten Sequenzen werden mit der Originalkodierung des Kalibrierungsringes verglichen. Die jeweils passenden Modellkügelchen bestimmen dann eine initiale Projektionsmatrix, die iterativ korrigiert wird. Dazu werden die Modellsequenzen mit der initialen Projektionsmatrix transformiert und weitere Zuordnungen innerhalb der Nachbarschaft gefunden. Diese werden dann für die Korrektur der Projektion verwendet.
3. *Geometrische Kalibrierung:* Die gefundenen 3D/2D-Zuordnungen werden dann für die lineare Berechnung der geometrischen Kalibrierung genutzt.

Die Methode wurde auf zwei unterschiedlichen C-Bögen mit Hilfe eines Drehtisches, auf den der Kalibrierungsring gelegt wurde, evaluiert. Dabei wurden nur die Translationen und Rotationen zwischen zwei Aufnahmen gemessen. Mit dem ersten C-Bogen wurde auf 11 Testaufnahmen ein Translationsfehler von bis zu $0,7\text{ mm}$ und ein Rotationsfehler von bis zu $0,22^\circ$ erzielt. Getestet wurde aber nur ein sehr kleiner Bereich, nämlich zwei Translationen um 10 mm und 9 Rotationen um 5° . Mit dem zweiten C-Bogen wurden 11 Translationen um 4 mm und 25 Rotationen um 15° untersucht. Dabei wurden mittlere Abweichungen von $0,036\text{ mm}$ und $0,005^\circ$ gemessen.

2.3.2. FTRAC-Kalibrierungsobjekt

Jain et al. beschreiben in [70] ein von ihnen entwickeltes Kalibrierungsobjekt zur Bestimmung der C-Bogen Pose anhand einer einzelnen Aufnahme. Das sogenannte FTRAC-Kalibrierungsobjekt (fluoroscope tracking fiducial, engl.: Röntgendurchleuchtungsgerät verfolgende Referenz) ist $3\text{ cm} \times 3\text{ cm} \times 5\text{ cm}$ groß. Das Modell besteht aus Ellipsen, Linien und Punkten, die aus jedem Winkel eindeutig zuzuordnen sind. Dadurch können alle sechs Freiheitsgrade der C-Bogen-Transformation bestimmt werden. Die Kombination aus Ellipsen, Linien und Punkten wurde so gewählt, um einen Kompromiss zwischen möglichst genauer Segmentierung und präziser Posenberechnung zu erreichen. Ellipsen und Linien lassen sich zwar im Vergleich zu Punkten sehr gut segmentieren, sind aber im Gegenzug nicht so gut für die Posenbestimmung geeignet.

Das Modell wurde in erster Linie für den Einsatz in der Prostatabrachytherapie entwickelt. Der C-Bogen rotiert hier hauptsächlich um die Anterior-Posterior-Achse (AP). Dies wiederum begründet den röhrenförmigen Aufbau des Modells, welches dann oberhalb des für die Operation verwendeten Nadeltemplates befestigt wird. Innerhalb dieses Rohrs sind zwei Ellipsen gleicher Größe im 60° -Winkel

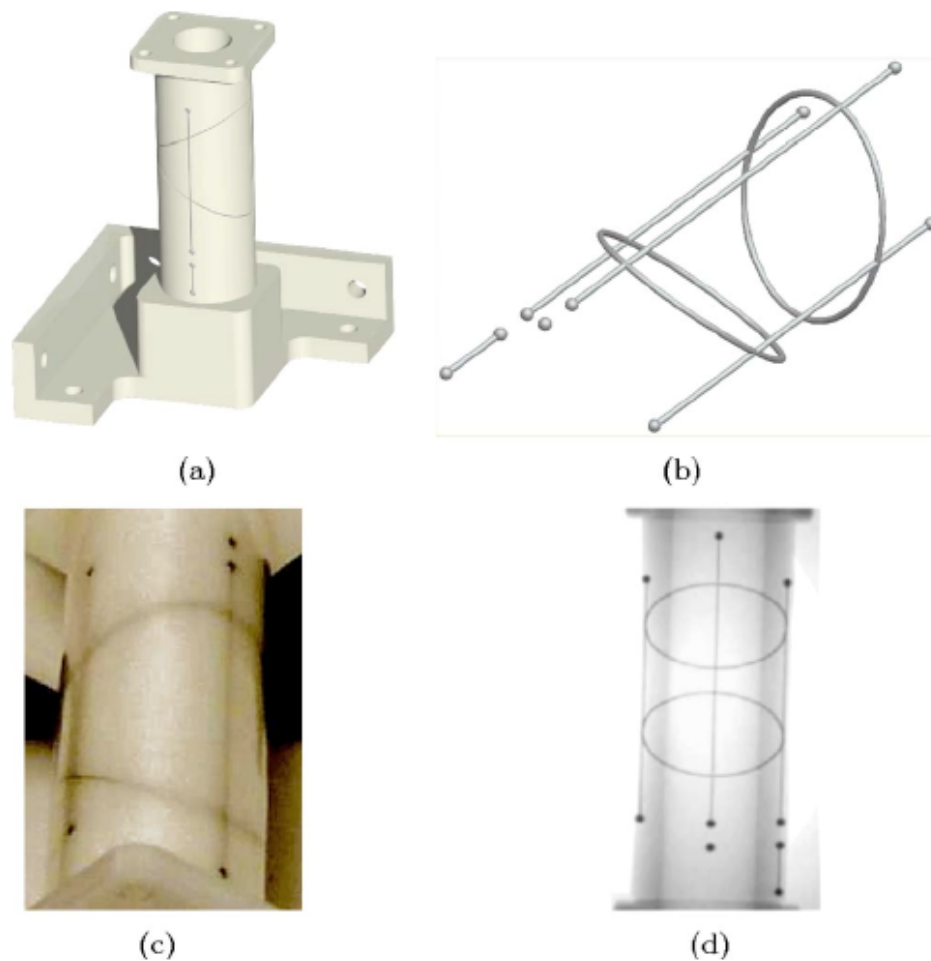


Abbildung 2.17.: FTRAC-Kalibrierungsobjekt: (a) Design des zylindrischen Gehäuses, (b) Drahtmodell, (c) Foto, (d) Röntgenbild. [70]

zu finden. Damit ist gewährleistet, dass aus jeder Orientierung mindestens eine der Ellipsen auch auf eine stark ausgeprägte Ellipse projiziert wird, selbst wenn die andere als Kreis abgebildet wird. Die Ellipsen werden von drei Linien geschnitten, an deren Endpunkten wiederum Kugeln angebracht sind. Zusätzlich wurden an definierten Stellen auf den Linien noch drei weitere Kugeln unsymmetrisch verteilt. Somit lassen sich sowohl die Linien als auch die Ellipsen voneinander unterscheiden. Abb. 2.17 zeigt das Modell und dessen Aufbau im Detail.

Es wurden Experimente sowohl an synthetischen Daten und als auch an einem mechanischen Phantom durchgeführt. Bei Letzterem ergaben sich Genauigkeiten von $0,56 \text{ mm}$ in translatorischer Richtung und $0,33^\circ$ bei Rotationen.

2.3.3. Ohne Kalibrierungsobjekt

Ganz ohne Kalibrierungsobjekt kommt das mathematische Verfahren von *Jain et al.*, vorgestellt in [68], aus. Damit soll es möglich sein, den C-Bogen intraoperativ zu kalibrieren, die Pose zu berechnen und 3D-Rekonstruktionen zu erstellen. Das Verfahren benötigt dazu genau drei C-Bogen-Aufnahmen,

wobei es wohl generisch genug ist, um die Anzahl der Bilder beliebig zu erhöhen. Interessant ist auch, dass die Autoren in [69] aussagen, dass man im Falle dieses Anwendungsszenarios auf eine präzise C-Bogen-Kalibrierung verzichten kann. Eine konstante ungefähre Kalibrierung genügt aus.

Es werden zufällig verteilte unbekannte Punkte innerhalb des Volumens genutzt. Diese können entweder bereits vorhanden sein oder künstlich in Form von Metallkügelchen oder anderen einfachen Markern zufällig verteilt angebracht werden. Bereits vorhandene Marker bei unterschiedlichen Operationen sind z.B. radioaktive Kapseln, auch „Seeds“ (engl.: Saatkorn) genannt, die Enden von Schrauben oder Nadeln, implantierte Operationsmarker, ausgezeichnete anatomische Landmarken und Ähnliches. Falls diese Art von Information in einem Anwendungsfall nicht vorzufinden sein sollte, kommen temporär eingeführte künstliche Marker an einem möglichst unbeweglichen Teil des abgebildeten Volumens, z.B. an der Haut des Patienten oder unterhalb des Operationstisches, zum Einsatz.

Für beide Fälle kann dasselbe Verfahren verwendet werden, welches unter der Annahme, dass die Marker auf unterschiedlichen Aufnahmen „konsistent“ sind, sich also im Weltkoordinatensystem nicht verschieben, die unbekannten Parameter der Kalibrierung, Posenberechnung, Zuordnung und Rekonstruktion durch eine hochdimensionale nicht-lineare Optimierungsschleife löst. Dabei wird nicht vorausgesetzt, dass stets alle Marker auf allen Aufnahmen sichtbar sein müssen, was für die meisten Anwendungen unrealistisch wäre. Letztlich kann mit dem Verfahren gänzlich auf die Verwendung eines Kalibrierungsobjektes verzichtet werden, was wiederum zu einer höheren Akzeptanz in der klinischen Praxis führen soll, vorausgesetzt es besteht keine Notwendigkeit, die Operationsinstrumente in Echtzeit zu verfolgen.

Zur Evaluierung des Verfahrens wurde das von derselben Gruppe in [70] vorgestellte radiographische Kalibrierungsobjekt in Kombination mit Punktescheiben, die unterschiedliche zufällige Punktekongfigurationen abbilden können, verwendet. Die Testaufnahmen erfolgten nach Rotation sowohl um die Anterior-Posterior-Achse als auch um die laterale Achse. Sie wurden manuell segmentiert und die tatsächliche C-Bogen Pose und Rekonstruktion mit der berechneten verglichen. Dazu wurden die Konvergenzregion (ROC, engl.: region of convergence), Trackinggenauigkeit und der Rekonstruktionsfehler (RE, engl.: reconstruction error) evaluiert. Die Fehler bei der Posenberechnung wurden nur in Form von Rotationsfehlern bestimmt, da der Skalierungsfaktor nicht direkt berechnet werden kann. Dieser Fehler variiert in Abhängigkeit von der Anzahl der verwendeten Marker und liegt im Mittel bei $0,9^\circ$. Um RE zu bestimmen, wurde der Skalierungsfaktor mit Hilfe zweier Punkte des Kalibrierungsobjektes gefunden. Dieser RE-Wert liegt ziemlich stabil bei $0,8\text{ mm}$. Die Konvergenzregion ist wiederum abhängig von der Dichte der Marker und liegt zwischen 6° und 10° . Der in Matlab 7 implementierte Algorithmus benötigte laut Autoren 2 – 7 Minuten (3,2 GHz P4, 1GB RAM). Es wird angenommen, dass eine C/C++-Implementierung eine Ausführungszeit von 30 Sekunden erreichen kann.

2.3.4. Elliptisches Kalibrierungsobjekt

Eine Kombination aus mathematischem Framework und Kalibrierungsobjekt wird von *Chintalapani et al.* in [29] vorgestellt. In [24] wurde zunächst gezeigt, dass Posenbestimmung auf drei Aufnahmen schon mit einer einzigen Ellipse und weiteren Punktkorrespondenzen möglich ist. Das Kalibrierungsobjekt besteht dann aus einer einzelnen Ellipse, welche die Bestimmung von fünf Freiheitsgraden erlaubt. Im Raum angeordnete elliptische Körper sind deshalb geeignet, weil sie sich in 2D wieder auf geschlossene Ellipsen oder Kreise abbilden und sich somit gut segmentieren lassen. In Verbindung mit einem mathematischen Algorithmus basierend auf einer zufällig angeordneten Punktemenge ist

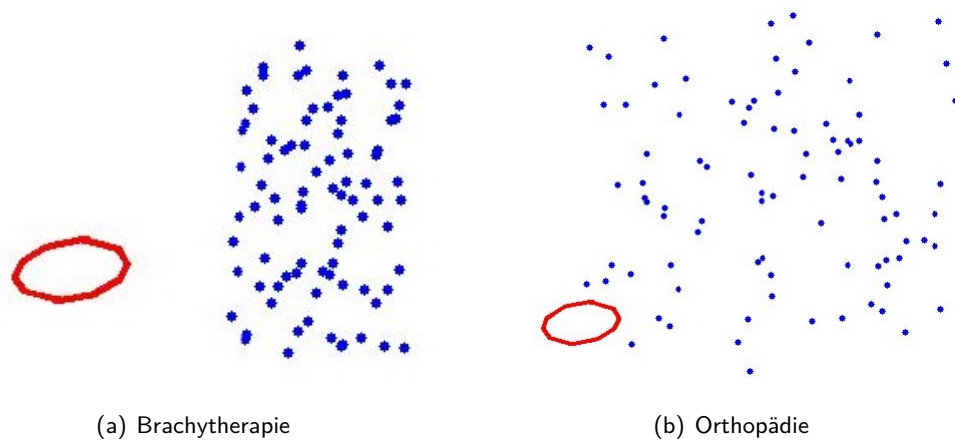


Abbildung 2.18.: Simulierte Konstellation von Punktwolke und Ellipsenkalibrierungsobjekt wie sie typisch für zwei verschiedene Anwendungsgebiete sind. [29] ©2008 IEEE

es möglich, die C-Bogen-Pose vollständig aus zwei oder mehr Aufnahmen zu bestimmen.

Auch hier können die Punktemarker entweder bereits präsent sein oder künstlich innerhalb des Abbildungsvolumens angebracht werden. Auf diese Weise kann darauf verzichtet werden, weitere Kalibrierungsobjekte speziell anzufertigen, zu befestigen und zu segmentieren. Auch auf unerwünschte Überlagerungen der Anatomie muss so keine Rücksicht genommen werden. Umgekehrt bietet das elliptische Kalibrierungsobjekt eine initiale Schätzung der Pose, welches das mathematische Verfahren aufgrund einer zufälligen Punktemenge signifikant verbessert und beschleunigt.

Das gesamte Verfahren ist für zwei unterschiedliche Anwendungsfälle besonders geeignet. Der erste ist die Prostatabrachytherapie, bei der radioaktive Seeds implantiert werden. Diese Seeds können dann als zufällige Punktwolke für das mathematische Framework verwendet werden und das Ellipsenkalibrierungsobjekt behindert die Sicht auf die Patientenanatomie nur wenig. Die zweite Anwendung wird von den Autoren in der Orthopädie gesehen, da hier üblicherweise Schrauben oder Operationsmarker verwendet werden, die wiederum als Eingabe für den Algorithmus dienen können. Dadurch wird die klinische Praxis möglichst gering beeinflusst oder verändert.

Die Evaluation wurde zunächst auf simulierten Daten, sowohl typisch für die Brachytherapie als auch für die Orthopädie, durchgeführt. Abb. 2.18(a) und 2.18(b) zeigt beispielhaft jeweils eine simulierte Aufnahme für beide Anwendungsfälle. Simulation und Algorithmus wurden in Matlab implementiert und die Ausführungszeit für zwei Aufnahmen betrug 20 – 60 Sek. abhängig von der Anzahl der Punkte. Auch die Posenberechnungsgenauigkeit ist davon abhängig und betrug im Mittel $0,34^\circ$ für kleine Volumina und $0,2^\circ$ für große. Konvergenz wurde normalerweise nach 2-3 Iterationen erreicht.

Weiterhin wurden Experimente an einem Brachytherapie-Phantom bestehend aus dem in [70] vorgestellten Kalibrierungsobjekt und den schon in [68] verwendeten Punktwolkenscheiben durchgeführt. Sie zeigen C-Bogen-Trackinggenauigkeiten von $0,51^\circ \pm 0,12^\circ$. Auch hier wurden die entstandenen Aufnahmen manuell segmentiert. Fehleranfälligkeit gegenüber Segmentierungsfehlern wurden in dieser Arbeit noch nicht untersucht.

In [12] erweitern Ayad *et al.* die Methode von Chintalapani *et al.* insoweit, dass hier auf den Gebrauch einer zufälligen Punktwolke gänzlich verzichtet wird und stattdessen mehrere koplanare

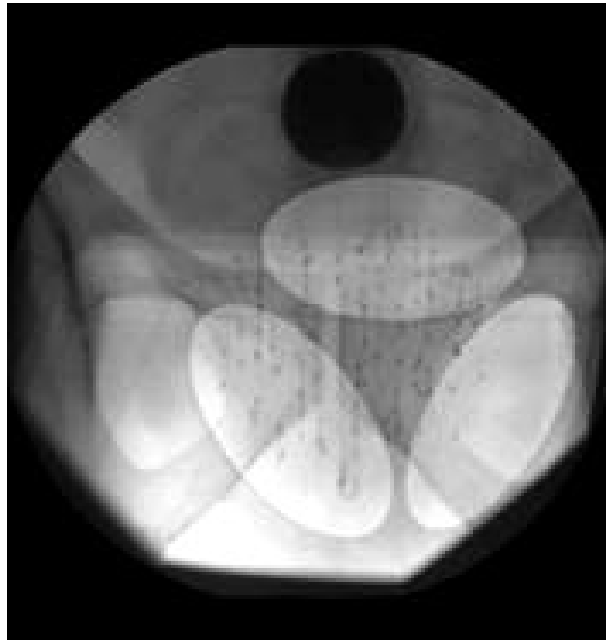


Abbildung 2.19.: Röntgenaufnahme mit Ellipsenprojektionen. [12] ©2010 IEEE

Ellipsen verwendet werden. Eine Besonderheit bzw. ein Vorteil der von *Ayad et al.* vorgestellten Methode ist, dass nur eine einzige Aufnahme für die Posenbestimmung benötigt wird.

Zur bewertenden Untersuchung wurden lediglich simulierte Daten erstellt. Eine solche Röntgenaufnahme ist beispielhaft in Abb. 2.19 zu sehen.

Die Evaluation ergab, dass bei Verwendung von drei koplanaren Ellipsen Trackinggenauigkeiten von $0,5^\circ$ und $0,9\text{ mm}$ erreicht werden können. Quadrierte Segmentierungsfehlervarianzen von bis zu 2 px wurden dabei berücksichtigt. Schwierigkeiten könnten sich bei der präzisen Anfertigung des Kalibrierungsobjektes und der Findung geeigneter Maße und Parameter ergeben. Außerdem ist zu klären, inwieweit die Ellipsen die Sicht des Arztes auf die Patienten-anatomie beschränken.

2.3.5. C-Bogen-Ultraschall-Registrierung

Auch *Fallavollita et al.* beschreiben in [40] eine Methode zur Bestimmung der C-Bogen Pose ohne Verwendung eines Kalibrierungsobjektes und dem darausfolgenden Mehraufwand bei der Manufaktur, Installation und Segmentierung.

Das Verfahren ist auf die Prostatabrachytherapie zugeschnitten. Bei dieser wird transrektaler Ultraschall (TRUS) genutzt, um die Prostataanatomie intraoperativ zu visualisieren. Auf diesen TRUS-Aufnahmen können aber die implantierten radioaktiven Seeds innerhalb der Prostata nicht adäquat sichtbar gemacht werden. Deshalb wird zusätzlich ein C-Bogen verwendet, der die Seeds deutlich darstellen und lokalisieren kann. Eine geeignete Fusion dieser beiden Modalitäten ermöglicht die sogenannte dynamische Dosimetrie, d.h., die implantierten Seeds können noch während der Operation dynamisch auf ihre korrekte Positionierung hin untersucht und angepasst werden. Dazu ist die 3D-Position der Seeds innerhalb des Ultraschallvolumens notwendig.

Die in der von *Fallavollita et al.* vorgestellten Arbeit verwendete Methode zur Bestimmung der C-Bogen Pose ist eine zweistufige bildbasierte 2D/3D-Registrierung zwischen mehreren 2D-Röntgen-

aufnahmen und dem 3D-TRUS-Volumen. Da C-Bogen- und Ultraschall-Aufnahme zeitgleich akquiriert werden, ist eine rigide Registrierung ausreichend. Um Fehler in der Tiefenberechnung bei Registrierung mit nur einer Aufnahme zu kompensieren, wird diese zunächst aus einer Reihe von Röntgenaufnahmen geschätzt und dann als Initialisierung an die 2D/3D-Registrierung zwischen Röntgenaufnahme und Ultraschall übergeben. Die Grundannahme hierbei ist, dass in der Praxis im Operationssaal die Möglichkeit besteht, das Prostatazentrum im Isozentrum des C-Bogens zu positionieren. Das führt dazu, dass besonders bei kleinen Rotationen bis zu 15° die Prostata in einer nahezu konstanten Tiefenposition bleibt. Diese Position wird also im ersten Schritt durch Verwendung mehrerer C-Bogen-Aufnahmen aus möglichst weit auseinanderliegenden Winkel geschätzt.

Um das Verfahren zunächst auf simulierten Daten zu evaluieren, wurde ein kommerzielles Brachytherapie-Phantom mit nicht-radioaktiven Seeds versehen. Von diesem Konstrukt wurde dann sowohl ein Ultraschall-Volumen als auch ein CT-Volumen erstellt und eine Ground Truth-Registrierung zwischen diesen mit Hilfe von optischen Trackern bestimmt. Dann wurden künstliche Fluoroskopieaufnahmen des CT-Volumens generiert und mit dem TRUS registriert. Der durchschnittliche Rotationsfehler betrug bei diesen Testaufnahmen $3,9^\circ \pm 3,4^\circ$ und der Translationsfehler $2,4 \text{ mm} \pm 2,3 \text{ mm}$ in einem Konvergenzbereich von $\pm 10^\circ$ und $\pm 10 \text{ mm}$. Als Ausführungszeit werden 60 Sek. auf einem Intel Core2 2.4 GHz Dual-Core-Rechner angegeben.

Erste Tests auf Patientendaten in einem ebenso weiten Konvergenzbereich ergaben Rotationsfehler von $0,6^\circ \pm 3,0^\circ$ und Translationsfehler von $1,5 \text{ mm} \pm 2,8 \text{ mm}$ in lateraler Richtung. Der Tiefenfehler hingegen betrug bereits $3,8 \text{ mm} \pm 4,2 \text{ mm}$. Die Ground Truth wurde auch bei dieser Arbeit durch das von *Jain et al.* vorgestellte Kalibrierungsobjekt bestimmt. Von den Autoren wird dies als ein akzeptables Ergebnis bezüglich des Nutzens im klinischen Szenario angesehen. Dennoch bleibt zu klären, ob die Posenschätzung für die präzise 3D-Rekonstruktion der Seeds ausreichen wird.

2.3.6. FTRAC und 2D/3D-Registrierung

Grundidee

Eine weitere Möglichkeit intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung für die 3D-Rekonstruktion von radioaktiven Seeds in der Prostatabrachytherapie einzusetzen, stellen *Fallavollita et al.* in [41] vor. Auch hier wird das von *Jain et al.* entwickelte Kalibrierungsobjekt als Basis für das Verfahren verwendet. Die ursprüngliche Methode, die das Kalibrierungsobjekt benutzt, benötigt eine äußerst genaue Segmentierung des Objektes auf den Fluoroskopie-Aufnahmen. Leider ist diese semi-automatische Segmentierung der unterschiedlichen Marker des Kalibrierungsobjektes auch die Schwachstelle des Verfahrens. Deshalb entstand die Idee, das Kalibrierungsobjekt und die Fluoroskopie-Aufnahmen intensitätsbasiert und somit unabhängig von irgendwelchen fehlerbehafteten Segmentierungen zu registrieren.

Das in [41] beschriebene 2D/3D-Registrierungsverfahren erfolgt in mehreren Schritten:

1. *Kalibrierung des C-Bogens:* Berechnen der intrinsischen Parameter.
2. *Filterung der Fluoroskopie-Aufnahme:* Hervorheben der Marker-Strukturen des Kalibrierungsobjektes in drei Schritten.
3. *Initiale Schätzung:* In der Praxis kann das Kalibrierungsobjekt zentriert innerhalb des Abbildungsbereiches des C-Bogens positioniert werden. Dies ermöglicht eine initiale grobe Registrierung in AP-Richtung.
4. *DRR-Generierung:* Geometrisches Modell des Kalibrierungsobjektes künstlich projizieren.

5. *Unschärfe-Filter auf DRR*: Unwichtige Strukturen im DRR abschwächen.
6. *Optimierung der Transformation*: 2D/3D-Registrierung mit normalisierter Kreuzkorrelation als Metrik. Rigide Transformation mit sechs Freiheitsgraden kann angenommen werden.

Das Verfahren wurde an 13 Patientendatensätze und 111 Aufnahmen getestet. Als Ground Truth diente die C-Bogen Pose, die das Kalibrierungsobjekt nach manueller Segmentierung lieferte. Innerhalb eines Konvergenzbereiches von 10° und 10 mm , welcher von den Autoren als ausreichend angegeben wird, da die initiale Schätzung bereits gut genug sei, wurden durchschnittliche Abweichungen von $0,62^\circ \pm 0,31^\circ$ bei Rotationen und $0,73\text{ mm} \pm 0,55\text{ mm}$ bei Translationen gemessen, wobei der Tiefenfehler erwartungsgemäß am größten ist. Die Autoren schätzen dies dennoch als ausreichend für die klinische Praxis ein. Die Registrierung dauerte im Mittel 170 Sek. auf einem Intel Core2 2,4 GHz Dual Core-Rechner und einer nicht optimierten MATLAB-Implementierung.

Hybride Registrierung

Die von *Fallavollita et al.* in [41] entwickelte Methode wurde von *Moult et al.* in [102] aufgegriffen. Das ursprünglich rein intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierungsverfahren wurde zu einem hybriden Registrierungsverfahren erweitert, vor allem um eine Beschleunigung und eine Steigerung der Robustheit zu erreichen.

Dazu wird der intensitätsbasierten Registrierung eine merkmalsbasierte vorangestellt und deren resultierende C-Bogen Pose als Initialisierung übergeben. Diese merkmalsbasierte Registrierung nutzt die bekannte Geometrie des Kalibrierungsobjektes von *Jain et al.*. Der darauffolgende intensitätsbasierte Schritt kann zunächst aufgetretene Ungenauigkeiten ausgleichen und somit ist das ganze Verfahren robuster als ein Verfahren, das lediglich auf segmentierten Daten arbeitet, und schneller als eine Registrierung, die rein auf Intensitäten basiert.

Die merkmalsbasierte Registrierung erfordert die Segmentierung von Merkmalen. In dem vorliegenden Fall wird versucht, die beiden Ellipsen des Kalibrierungsobjektes mit Hilfe von verschiedenen Filteroperationen und intensitätsbasierter Optimierung zu finden. Die gefundenen Kandidaten werden dann durch Untersuchung der beiden Halbachsen validiert. Die Referenzwerte hierfür wie auch Schwellwerte für die Filteroperatoren wurden empirisch aus 10 zuvor zufällig ausgewählten Röntgenaufnahmen bestimmt. Die validierten Ellipsen können dann für ein geometrisches Matchingverfahren mit der bekannten Geometrie des Kalibrierungsobjektes verwendet und so kann eine initiale Pose geschätzt werden. Abb. 2.20 zeigt beispielhaft das Ergebnis eines solchen Matchings.

Neben einer Initialisierung für die intensitätsbasierte Registrierung bietet dieser erste Schritt einen weiteren Vorteil: Aufgrund der Lokalisation der Ellipsen in der Röntgenaufnahme kann diese so beschnitten werden, dass lediglich das Kalibrierungsobjekt zu sehen ist. Dies bedeutet eine erhebliche Beschleunigung durch Verkleinerung des Suchbereiches.

Auch dieses Verfahren wurde mit der Ground Truth des Verfahrens von *Jain et al.*, welches manuelle Segmentierung verwendet, evaluiert. Wieder wurde ein Konvergenzbereich von 10° und 10 mm getestet und diesmal Daten von sieben Patienten und 169 klinischen Aufnahmen verwendet. Die durchschnittlichen Rotationsfehler lagen bei $0,68^\circ \pm 0,06^\circ$ und die translatorischen bei $0,64\text{ mm} \pm 0,24\text{ mm}$. Auffällig ist vor allem, dass der Tiefenfehler auf $1,2\text{ mm} \pm 0,47\text{ mm}$ reduziert werden konnte. Die Ausführungszeit einer MATLAB-Implementierung der Methode betrug 31 Sek. pro Registrierung.



Abbildung 2.20.: *Links:* Differenzbild einer FTRAC-Überlagerung mit einer zufälligen Ground Truth-Verschiebung um $\pm 10^\circ$ und $\pm 10\text{ mm}$ zur Initialisierung des Optimierers. *Rechts:* Überlagerung nach Ausführung des geometrischen Matching. [102]

2.3.7. H-förmiges Kalibrierungsobjekt

Phillips et al. stellen in [109] ein Kalibrierungsobjekt für die Navigation während orthopädischer Interventionen vor. Das Kalibrierungsobjekt besteht aus 21 H-förmig angeordneten Metallkugeln und ist etwa $5,08\text{ cm} \times 5,08\text{ cm} \times 1,27\text{ cm}$ groß. Die Anordnung wird dann von einem Greifarm gehalten und damit an der horizontalen Stange des Patiententisches befestigt. Dabei gibt es zwei unterschiedliche Möglichkeiten: eine für Aufnahmen in AP-Richtung und eine für Aufnahmen in lateraler Richtung. Die räumliche Position des Kalibrierungsobjektes wird durch optisches Tracking bestimmt.

Durch die Größe des Objektes und wegen seiner Positionierung in der unmittelbaren Nähe zum Patienten, ist der vom optischen Trackingsystem zu verfolgende Raum signifikant kleiner als bei direktem Tracking des C-Bogens. Somit wird das Sichtlinien-Problem eingeschränkt und der ganze Aufbau stört die klinische Prozedur weniger. Ein weiterer Vorteil ist, dass nur 21 Marker verwendet werden und somit entstehen auch weniger Überlagerungen auf den Bildern. Ein Nachteil wiederum ist, dass das Kalibrierungsobjekt manuell platziert werden muss und möglicherweise mehrere Aufnahmen gemacht werden müssen, bevor eine geeignete Positionierung gefunden wird. Das System wurde jahrelang klinisch eingesetzt und in vivo und in vitro getestet.

2.3.8. Papier-Kalibrierungsmuster

In [144] beschreiben *Wang et al.* eine codebasierte C-Bogen Pose Estimation Methode, die aber nicht die Röntgenbilder selbst verwendet, sondern Kameraaufnahmen. Bei dem hierfür verwendeten C-Bogen handelt es sich um einen sogenannten Camera Augmented Mobile C-arm (CamC, engl.: mit einer Kamera versehener mobiler C-Bogen), welcher zuerst von *Navab et al.* in [105, 97] vorgestellt wurde.

Die Kamera befindet sich unterhalb des Patiententisches auf der Röntgenquelle. Sie kann mit Hilfe eines ebenfalls befestigten Spiegels die Unterseite des Tisches aufnehmen. Folglich befindet sich das Codemuster, welches für die Posenschätzung verwendet wird, unterhalb des Patiententisches (s. Abb. 2.21). Bewegungen, sowohl Translationen als auch Rotationen des C-Bogens, können somit bestimmt werden. Der Vorteil ist, dass die Sicht des Arztes damit in keinsten Weise beeinträchtigt wird. Auch wird der Einsatz von Röntgenstrahlen für die Posenbestimmung nicht benötigt.

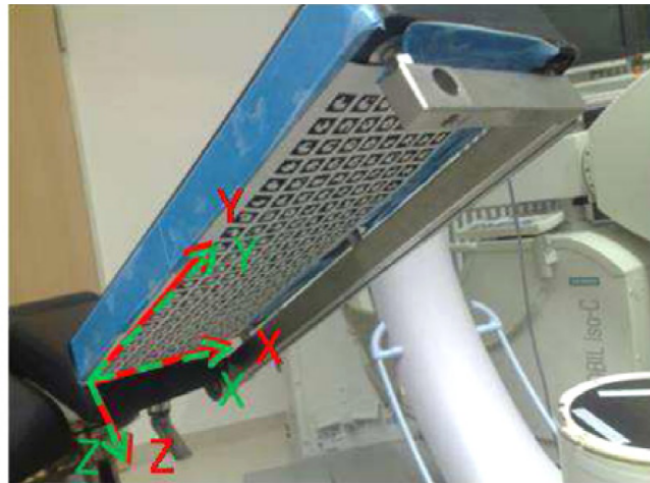


Abbildung 2.21.: Codemuster wurde unterhalb des Patiententisches befestigt. Koordinatensysteme des Musters und des Patiententisches sind eingezeichnet. [144]



Abbildung 2.22.: (a) Quadrupel von Markern, die nach 90 °-Rotation unterscheidbar sind. (b) Marker, welches dieses Kriterium nicht erfüllt. [144]

Das Kalibrierungsobjekt ist ein planares Markermuster, das auf einem A2-Papier hochauflöst gedruckt wurde. Bei den Markern handelt es sich um jeweils gleich große quadratische 6×6 -Kacheln. Während der Rand immer schwarz ist, ist der innere 4×4 -Bereich unterschiedlich schwarz oder weiß gefärbt. Somit erhält man einen binären 16 *bit* Code. Aus diesem Code werden aber nur die Marker ausgewählt, die nach 90 °-Rotation immer noch zu unterscheiden sind, da man erst so die Ausrichtung des Musters erkennen kann. In Abb. 2.22 ist ein Quadrupel von Markern gezeigt, die dieses Kriterium erfüllen und ein Marker, welches dieses nicht erfüllt. Da nun alle Marker eindeutig sind, können sie leicht von Bild- nach Weltkoordinatensystem zugeordnet werden und ihre Eckpunkte werden dann für die Posenschätzung als Referenzpunkte genutzt.

Anwendungsgebiet für das vorgestellte CamC-System ist das Erstellen von Panorama-Röntgenaufnahmen (Stitching, engl.: Nähen). Diese sind z.B. bei orthopädischen Interventionen von Interesse, da der Bereich den ein einzelnes Röntgenbild während der Operation abbilden kann, oftmals zu klein ist. Wenn es gelingt, mehrere Aufnahmen aus unterschiedlichen Positionen und Rotationsrichtungen nahtlos aneinanderzuheften, erhält man eine hilfreiche Erweiterung der Sicht und ermöglicht präzisere Längenmessungen und Größenabschätzungen. Dafür benötigt man die Posen, aus denen die einzelnen Bilder aufgenommen wurden.

2.3.9. Kalibrierungsscheibe

Kainz *et al.* entwickelten in [73] ein neues Kalibrierungsobjekt, welches, ähnlich dem vom Jain *et al.*, auch für die Steinschnittlage konzipiert wurde. Auch hier ist Prostatakrebs das Hauptanwendungs-

gebiet. Dennoch handelt es sich um ein gänzlich anderes Prinzip.

Das Kalibrierungsobjekt ist im Wesentlichen eine Acrylglasscheibe, die beidseitig mit einem Raster aus Löchern versehen ist. Dasselbe Raster, welches $5\text{ mm} \times 25\text{ mm}$ groß ist, ist auf beiden Seiten vorzufinden, wobei sie aber um $12,5\text{ mm}$ verschoben zueinander sind. Es gibt nun 78×18 Löcher, die nach einem bestimmten Codemuster mit Kügelchen gefüllt werden können.

Wichtig ist, dass dieser Code auch nach Projektion im C-Bogen erlaubt, eine eindeutige 2D/3D-Zuordnung zwischen Bildkoordinaten und Weltkoordinaten dieser Kügelchen zu erreichen. Dabei sollen alle für die Prostatauntersuchung relevanten C-Bogen-Orientierungen möglich sein und gleichzeitig sollen Überlagerungen durch medizinische Instrumente, also Fehlen von Kügelchen in der Projektion, und abgeschnittene Aufnahmen berücksichtigt und korrekt behandelt werden können. Dazu haben die Autoren ein zweidimensionales Codemuster entwickelt, welches diese Eigenschaften erfüllt. Dabei stellt ein Kügelchen eine 1 dar und ein unausgefülltes Loch repräsentiert die 0. Das Kalibrierungsobjekt kann dann unterhalb des Operationstisches befestigt werden.

Das beschriebene Verfahren erfolgt in mehreren Schritten: Zunächst wird die Kamera-Verzerrung der Röntgenaufnahme korrigiert. Auf der korrigierten Aufnahme werden dann die Kügelchen segmentiert. Hier wird ausgenutzt, dass diese jeweils gleich groß sind und somit gut vom Hintergrund zu unterscheiden. Als nächstes wird der Fluchtpunkt der Geraden, die durch die Kügelchen verlaufen, gesucht. Mit Hilfe dieses Fluchtpunktes kann das Punkteraster wieder senkrecht ausgerichtet werden. Nun werden die Teilmuster auf der Aufnahme analysiert und entsprechende Teilmuster im Original-Codemuster gesucht. Dies ist möglich, da alle Teilmuster im Original eindeutig sind. Weil Kügelchen innerhalb des projizierten Musters auch fehlen können, wird für die Zuordnung ein XOR-Vergleich mit allen gleichgroßen Teilmustern des Originals durchgeführt und das Muster mit den wenigsten Fehlern ausgewählt. Die resultierenden 2D/3D-Punktekorrespondenzen können dann für die Posenschätzung verwendet werden. Um die abgebildeten Kügelchen auf der Röntgenaufnahme nachträglich zu entfernen, wird ein Inpainting-Algorithmus angewendet. Somit entsteht möglichst wenig Beeinträchtigung für den operierenden Arzt.

Zur Evaluation der Methode wurden Aufnahmen innerhalb eines Rotationsbereiches von $\pm 20^\circ$ in craniocaudaler Richtung und $\pm 30^\circ$ in lateraler Richtung während einer Prostatabiopsie erstellt. Es wurden Genauigkeiten von $0,15^\circ$ bei Rotationen und $0,33\text{ mm}$ bei Translationen gemessen. Die Findung des Fluchtpunktes und der Punktekorrespondenzen dauerte auf einem Intel Core2 Duo 2,13 GHz CPU 2GB RAM-Rechner unter 1 Sek.. Die Kügelchendetektion wurde hardwarebeschleunigt ausgeführt und ist entsprechend schnell auszuführen (etwa 10 ms). Bei weiteren Experimenten konnte festgestellt werden, dass die Robustheit des Verfahrens abhängig von Fenstergröße und Anzahl der fehlenden oder überlagerten Kügelchen ist. Ab einer sichtbaren Fenstergröße von 60 Positionen dürfen aber bereits die Hälfte der Kügelchen fehlen ohne Versagen der Methode.

2.3.10. Zusammenfassung

Neben orthopädischen Operationen ist das wichtigste Anwendungsgebiet für die C-Bogen-Posenbestimmung in der Literatur die Lokalisation bzw. 3D-Rekonstruktion der radioaktiven Seeds bei der Prostatabrachytherapie. Für diese Operation befinden sich die Patienten immer in der Steinschnittlage (SSL) und C-Bogen-Aufnahmen werden vor allem rotierend vom Becken erstellt. Der Bildbereich ist hier also relativ klein und dementsprechend sind auch die verwendeten Kalibrierungsobjekte geformt. Während das FTRAC-Objekt von *Jain et al.* röhrenförmig ist und speziell auf die Prostatabrachytherapie zugeschnitten ist, d.h., nur in SSL befestigt werden kann, würde sich die Kalibrierscheibe von *Kainz et al.* auch generischer einsetzen lassen, da sie unterhalb des Patiententisches befestigt werden

| Methode | Region | Form/Mittel | Größe | Positionierung |
|----------------------------------|---------|---------------|--------------------------------------|------------------|
| Kalibrierungsring | Schädel | Zylinder/- | 8,5 mm breit | Ring um Schädel |
| FTRAC | Becken | Röhre/- | $3 \times 3 \times 5 \text{ cm}^3$ | \perp OP-Tisch |
| Ohne Kalibrierungsobjekt | Becken | -/Seeds | keine Angabe | - |
| Elliptisches Kalibrierungsobjekt | Becken | Ellipse/Seeds | keine Angabe | \perp OP-Tisch |
| C-Bogen-US-Registrierung | Becken | -/US | keine Angabe | - |
| FTRAC+2D/3D-Registrierung | Becken | Röhre/- | $3 \times 3 \times 5 \text{ cm}^3$ | \perp OP-Tisch |
| Papier-Kalibrierungsmuster | Becken | Papier/CamC | $42 \times 59,4 \text{ cm}^2$ | unter OP-Tisch |
| Kalibrierscheibe | Becken | Scheibe/- | $39 \times 22,5 \text{ cm}^2$ | unter OP-Tisch |
| H-förmiges Kalibrierungsobjekt | Femur | H/Tracker | $5 \times 5 \times 1,3 \text{ cm}^3$ | neben OP-Tisch |

Tabelle 2.2.: Abgebildete Körperregion, Form, Größe und Positionierung des Kalibrierungsobjektes für alle C-Bogen Pose Estimation-Verfahren

kann. Aber auch hier wurde die Größe auf das menschliche Becken angepasst und ist deshalb mit $39 \text{ cm} \times 22,5 \text{ cm}$ zu klein, um den menschlichen Thorax abzudecken, wie es für die Bronchoskopie notwendig wäre. Das Papier-Kalibrierungsmuster von *Wang et al.* würde bezüglich der Größe und Positionierung zum Anwendungsfall der Bronchoskopie passen. Der Aufwand zur Bereitsstellung und Installation eines CamC wurde von mir aber als zu groß bewertet und eine einfachere, nahtlos in den klinischen Alltag einfügbare Lösung ist vorzuziehen. Der Kalibrierungsring von *Navab et al.* ist offensichtlich, sowohl aufgrund seiner Zylinderform als auch seiner Größe und Positionierung, auf den Schädel zugeschnitten und nicht in der Bronchoskopie brauchbar. Das elliptische Kalibrierungsobjekt, welches in Kombination mit einer Punktwolke verwendet wird, kommt bei der Bronchoskopie nicht in Frage, da hier im Gegensatz zur Prostatabrachytherapie keine Seeds, die als Punktwolke dienen könnten, verwendet werden. Die Verwendung von mehreren koplanaren Ellipsen würde zum einen einen zu kleinen Bereich abdecken und zudem wurde die Frage nach einer robusten Segmentierung solcher Ellipsen auch von den Autoren *Ayad et al.* noch nicht zufriedenstellend geklärt. Die Methode, die Ultraschall zu mehreren C-Bogen-Aufnahmen registriert, scheidet für unser Anwendungsgebiet aufgrund fehlendem intraoperativen Ultraschall aus. Das H-förmige Kalibrierungsobjekt von *Phillips et al.* benötigt zum einen optisches Tracking, auf das in dieser Arbeit gänzlich verzichtet wird, und zum anderen ist es zu klein und wird seitlich platziert, so dass es für die bronchoskopische Fluoroskopie, die meist in AP-Richtung erfolgt und den relativ großen Thorax abdeckt, nicht geeignet ist. Demnach bleibt lediglich die Methode, die gänzlich ohne Kalibrierungsobjekt arbeitet, übrig. Diese verlangt aber wiederum nach vorhandenen Punktmarkern, die während der Bronchoskopie so nicht vorhanden sind bzw. im Falle von anatomischen Landmarken erst aufwändig segmentiert werden müssten. Aus diesem Grund und weil mindestens drei Aufnahmen für eine Posenbestimmung benötigt werden, wurde auch diese Methode von mir als nicht geeignet bewertet.

Tabelle 2.2 zeigt eine Gegenüberstellung der beschriebenen Verfahren bezüglich der aufgenommenen Körperregion und der Form, Größe und Positionierung des jeweiligen Kalibrierungsobjektes.

2.4. Fazit

Die drei vorangegangenen Abschnitte dieses Kapitels haben den aktuellen Stand der Technik auf dem Gebiet der bronchoskopischen Navigation und C-Bogen-Posenbestimmung erörtert. In diesem Abschnitt werde ich erläutern, warum die Notwendigkeit besteht, ein weiteres Bronchoskopie-Navi-

gationssystem und eine darauf angepasste C-Bogen-Posenbestimmung zu entwickeln. Ich möchte also klarstellen, welche Lücke der aktuelle wissenschaftliche Stand der Technik aufweist und deshalb von mir gefüllt wurde.

Folgende Anforderungen werden an ein Bronchoskopie-Navigationssystem gestellt:

▪ **Benutzung:**

1. *Keine zusätzliche Belastung für den Patienten:* Dies gilt insbesondere für die Strahlenbelastung durch den C-Bogen. Es sollen also keine zusätzliche Röntgen-Aufnahmen notwendig sein. Auch sollen keine künstlichen extrinsischen Marker an dem Patienten befestigt oder in ihn eingeführt werden müssen.
2. *Abdeckung des Thorax:* Der gesamte relevante Bereich des Thorax soll durch die Navigation abgedeckt sein, also auch peripher gelegene Bronchialäste. Zusätzlich zur Größe spielt hier die Positionierung eventueller Kalibrierungsobjekte eine wesentliche Rolle.
3. *Keine manuelle Interaktion:* Der behandelnde Arzt soll nicht ständig an dem Navigationssystem Einstellungen, Vorpositionierungen oder andere aufwändige Interaktionen durchführen müssen.
4. *Keine Abhängigkeit von Bronchoskop-Kamera:* Da häufig Biopsien in Bereichen durchgeführt werden müssen, die durch das Bronchoskop nicht mehr erreichbar sind, soll die Navigation nicht auf die Reichweite des Bronchoskops bzw. seiner Kamera beschränkt sein. Auch dünnere Biopsieinstrumente außerhalb des Bronchoskops sollen also getrackt werden können.

▪ **Kosten:**

1. *Keine Herstellerabhängigkeit:* Eine anwendende Klinik soll sich weder auf ein bestimmtes C-Bogen-Gerät, einen speziellen Bronchoskop-Hersteller oder einen EM-Trackingsystem-Verkäufer festlegen müssen.
2. *Keine zusätzlichen Kosten:* Außer der Bronchoskop-Kamera und dem C-Bogen, sollen keine weiteren bildgebenden Geräte (z.B. Ultraschall oder eine optische Kamera) notwendig sein. Auf diese Weise kommen keine Mehrkosten auf die Klinik zu.

Nach Definition der Anforderungen an das Zielsystem, soll nun aufgelistet werden, welche der Kriterien von den bisher vorgestellten Lösungen, die wohlgemerkt größtenteils nicht speziell für das Anwendungsgebiet der Bronchoskopie entwickelt wurden, erfüllt bzw. nicht erfüllt werden. Eine solche Auflistung findet sich in Tabelle 2.3.

Schon auf den ersten Blick erkennt man, dass keines der Verfahren *alle* Anforderungen an ein Bronchoskopie-Navigationssystem erfüllt. Während EM-Tracker zu Herstellerabhängigkeit und Mehrkosten für die Klinik führen, bieten Verfahren, die aufgrund der Bronchoskopkamerabilder funktionieren, keine ausreichende Abdeckung des Thoraxbereiches mit seinen peripheren Bronchialbaumverzweigungen. Hybride Verfahren vereinen somit die Nachteile dieser beiden Verfahren.

2D/3D-Registrierung aufgrund der C-Bogen-Aufnahmen benötigt manuelle Initialisierung, oft nach jeder neuen Aufnahme, und ist zudem sehr aufwändig und zeitintensiv. Um den gesamten Thoraxbereich abzudecken, wäre stets ein Trade-Off zwischen Laufzeit und Genauigkeit abzuwägen. Somit sind auch diese Verfahren für meinen Anwendungsfall unbrauchbar.

Es bleiben die C-Bogen-Posenbestimmungsverfahren, die aus unterschiedlichen Gründen ebenfalls ungeeignet sind. Der Kalibrierungsring und auch das FTRAC-Objekt bedeuten eine zusätzliche Belastung für den Patienten, da sie an ihm bzw. einem an ihm befestigten Nadeltemplate befestigt werden

| State-of-the-Art-Methode | Herstellerabhängigkeit | Zusatz-Kosten | Zusatz-Belastung | Manuelle Interaktion | Abh. von Bronchoskopkamera | Keine Thorax-Abdeckung |
|----------------------------------|------------------------|---------------|------------------|----------------------|----------------------------|------------------------|
| EM-Tracker | ✓ | ✓ | ✗ | ✗ | ✓(✗) | ✗ |
| Bronchoskop-Video | ✗ | ✗ | ✗ | ✗ | ✓ | ✓ |
| Hybrid | ✓ | ✓ | ✗ | ✗ | ✓ | ✓ |
| 2D/3D-Registrierung | ✗ | ✗ | ✗ | ✓ | ✗ | ✓ |
| Kalibrierungsring | ✗ | ✗ | ✓ | ✗ | ✗ | ✓ |
| FTRAC | ✗ | ✗ | ✓ | ✗ | ✗ | ✓ |
| Ohne Kalibrierungsobjekt | ✗ | ✗ | ✓ | ✗ | ✗ | ✓ |
| Elliptisches Kalibrierungsobjekt | ✗ | ✗ | ✓ | ✗ | ✗ | ✓ |
| C-Bogen-US-Registrierung | ✗ | ✓ | ✗ | ✓ | ✗ | ✗ |
| FTRAC+2D/3D-Registrierung | ✗ | ✗ | ✓ | ✓ | ✗ | ✓ |
| Papier-Kalibrierungsmuster | ✗ | ✓ | ✗ | ✗ | ✗ | ✗ |
| Kalibrierscheibe | ✗ | ✗ | ✗ | ✗ | ✗ | ✓ |
| H-förmiges Kalibrierungsobjekt | ✓ | ✓ | ✗ | ✗ | ✗ | ✓ |

Tabelle 2.3.: Schwachstellen bzw. nicht erfüllte Anforderungen an ein Bronchoskopie-Navigationssystem der vorgestellten State-of-the-Art-Methoden.

müssen. Auch das Einbringen von Seeds, wie es ohne Kalibrierungsobjekt oder bei den Ellipsen verlangt wird, bedeuten solche Zusatz-Belastungen für den Patienten. Nicht vertretbare Zusatz-Kosten (Erwerb und Umrüstung) würden bei der Verwendung eines Ultraschallgerätes (US-Registrierung), eines CamC-Systems (Papier-Kalibriermuster) oder eines optischen Trackingssystems (H-förmiges Objekt) entstehen. Manuelle Interaktion wird, wie schon oben erwähnt, bei den Registrierungsverfahren (US und C-Bogen) unumgänglich sein, wenn eine hohe Genauigkeit und schnelle Ausführungszeiten gewünscht sind.

Ein Vorteil aller C-Bogen-Posenbestimmungsverfahren ist sicherlich deren Unabhängigkeit von der Bronchoskop-Kamera. Dennoch wurden fast alle Verfahren für einen kleineren Körperbereich konzipiert oder sind abhängig von Aufnahmen aus unterschiedlichen Orientierungen oder aus der SSL. Außer dem Papier-Kalibrierungsmuster und der C-Bogen-US-Registrierung kann man nicht davon ausgehen, dass die verwendeten Kalibrierobjekte, auch bei Anpassung an den Thoraxbereich, diesen effizient abdecken können.

Bei eingehender Betrachtung der Auflistung fällt auf, dass das Papier-Kalibrierungsmuster und die Kalibrierungsscheibe die meisten der Anforderungen erfüllen. Somit wären sie im Vergleich zu allen anderen am besten geeignet. Gemeinsam haben diese beiden Modelle die flache, rechteckige Form und die Anbringung unterhalb des OP-Tisches. Der von mir entwickelte Ansatz verfolgt einen zu diesen beiden Methoden ähnlichen Ansatz, wobei im Vergleich zum Papiermuster kein CamC notwendig

wird und im Vergleich zur relativ kleinen Kalibrierscheibe auch ein großer Thoraxbereich abgedeckt werden kann. Auch ich verwende ein flaches, rechteckiges Objekt und ein speziell entwickeltes Muster zur C-Bogen-Posenbestimmung. Dabei wurde darauf geachtet, dass die genannten Anforderungen an das Navigationssystem erfüllt werden. Im folgenden Kapitel soll nun, nach kurzer Besprechung der theoretischen Grundlagen, die selbst entwickelte Methode und das zugehörige Kalibrierungsobjekt vorgestellt werden.

3. Pose Estimation

3.1. Grundlagen

3.1.1. C-Bogen

C-Bögen sind mobile Röntgengeräte, bei denen die beiden Hauptelemente, nämlich die Röntgenröhre (auch Röntgenquelle) und der Röntgenbildverstärker, über eine halbkreisförmige (C-förmige) Kopplung fest verbunden sind und sich somit gegenüberliegen (s. Abb. 3.1). Der Patient liegt zwischen diesen beiden Elementen auf einem Patiententisch. Das Trägergestell kann um drei orthogonale Achsen, also in x -, y - als auch z -Richtung (s. Abb. 3.1), rotiert werden. Bei dem in dieser Arbeit hauptsächlich verwendeten C-Bogen der Firma Ziehm sind Rotationswinkel von -65° bis 95° um die x -Achse (longitudinale Patientenachse, s. Abb. 3.13) möglich. Die Rotationswinkel um die beiden anderen Achsen lassen sich nicht auf dem Gerät ablesen.

Diese Anordnung bzw. die Beweglichkeit des Systems bedeutet aber auch einen Nachteil bezüglich der Genauigkeit der Bildgebung: das hohe Gewicht des Gestells führt durch die mechanische Verwindung zu einer drehpositionsabhängigen Verbiegung, die wiederum zu einem Versatz zwischen Röntgenquelle und Bildverstärker führt. In [20] wurde bei dem C-Bogensystem Siemens Siremobil 2 ein Versatz von bis zu 8 mm gemessen.

Um die Abbildungseigenschaften eines C-Bogens zu verstehen, soll hier kurz der Aufbau des sogenannten elektronenoptischen Röntgenbildverstärkers erläutert werden. Dabei handelt es sich im Wesentlichen um einen Glaskolben, in dem sich ein röntgenstrahlendurchlässiger Eingangsleuchtschirm und ein Ausgangsleuchtschirm gegenüberliegen (s. Abb. 3.2).

Sobald die Röntgenstrahlen, ausgehend von der Röntgenquelle, auf der anderen Seite des Patienten auf den Eingangsbildschirm treffen, wird hier ein optisches Bild erzeugt. Eine direkt dahinterliegende Photokathode kann nun dieses Bild in eine Elektronendichteverteilung umwandeln und dadurch auf der anderen Seite Elektronen in alle Richtungen emittieren. Diese Elektronen werden durch ein elektrisches Feld gebündelt und treffen auf dem Ausgangsbildschirm stark verkleinert und gespiegelt, aber dennoch als sehr scharfes Bild, auf. Dieses kann dann einfach auch einem Bildschirm angezeigt werden.

Der elektronenoptische Bildverstärker kann negativen Einfluss auf die Genauigkeit der aufgenommenen Bilder ausüben. Bewegte Elektronen werden stets vom Erdmagnetfeld abgelenkt und diese Ablenkung ist wiederum unterschiedlich je nach Orientierung des Bildverstärkers. Das bedeutet, dass auch aufgrund dieses Umstands die Drehposition des C-Bogengestells die Darstellung von durchleuchteten Objekten auf dem Ausgangsbildschirm mitbestimmt. Bei einem Siemens Siremobil 2 schwankt die Abbildung laut [20] um bis zu 23 px bei einem Bild der Auflösung $768 \text{ px} \times 576 \text{ px}$. In Abb. 3.3 ist dieser Fehler beispielhaft an zwei Aufnahmen desselben Markermodells, positioniert an derselben Stelle relativ zum Bildverstärker, aber aufgenommen aus unterschiedlichen C-Bogen-Orientierungen, verdeutlicht. Anhand des Differenzbildes sieht man hier, dass die Marker leicht versetzt abgebildet wurden.

Die Berechnung der Elektronenbahnen innerhalb des Bildverstärkers oder anderer Kenngrößen des

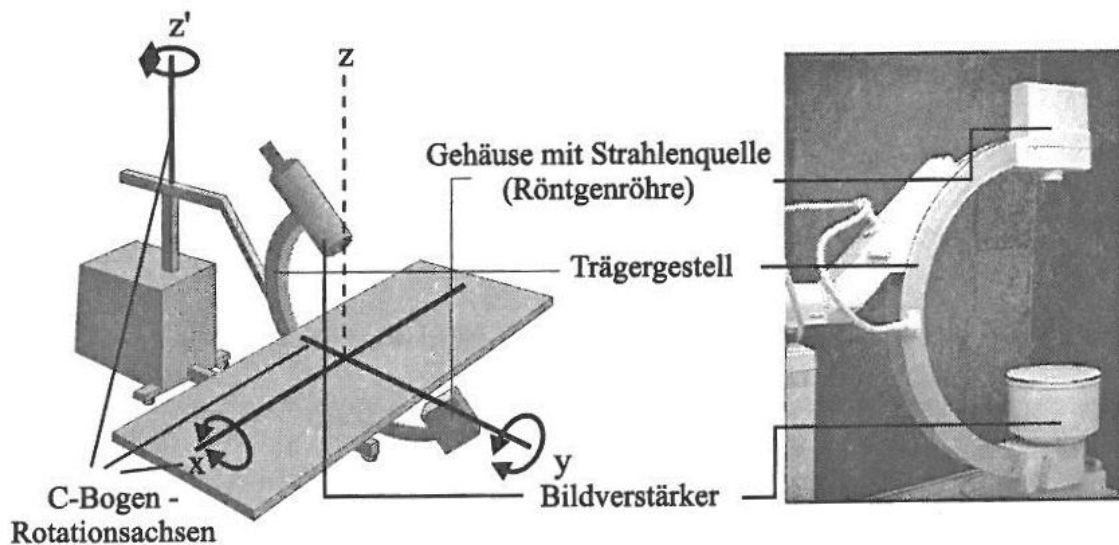


Abbildung 3.1.: C-Bogen System mit Bildverstärker und Röntgenquelle. [20]

Systems gestalten sich schwierig, da hier eine Abhängigkeit von der Bauart und der Lage der Elektroden sowie der Spannungen besteht [20]. Das macht die exakte Modellierung eines Bildverstärkers nach physikalischen Gesetzen letztlich unmöglich. Üblicherweise wird deshalb die Funktionsweise eines C-Bogens bzw. dessen Abbildungseigenschaft auf das perspektivische Lochkameramodell mit spezieller Verzerrung reduziert. Im folgenden Abschnitt wird dieses Kameramodell nun allgemein erläutert.

3.1.2. Projektive Geometrie

Eine Abbildung vom 3D-Weltkoordinatenraum zum 2D-Bildraum wird auch Kamera genannt. Das einfachste und spezialisierteste Kameramodell ist das Lochkameramodell, welches auf dem Prinzip der Zentralprojektion beruht. Mit Erweiterungen dieses Kameramodells können die wesentlichen Abbildungseigenschaften einer CCD-Kamera erfasst werden. Auch die Funktionsweise eines C-Bogens kann damit vereinfacht abgebildet werden. Im Folgenden werden nun das Lochkameramodell und die entsprechenden Anpassungen für CCD-Sensoren mathematisch beschrieben.

Lochkameramodell

Das Lochkameramodell basiert auf der Zentralprojektion. Die folgenden Definitionen und Abbildungen stammen aus dem Standardwerk zur Computer Vision von Hartley et al. [54]. In einem euklidischen Koordinatensystem definiert man das Projektionszentrum im Ursprung des Koordinatensystems und eine Ebene $Z = f$, welche parallel zur z -Ebene liegt und eine Distanz f (im Folgenden auch fokale Länge oder Brennweite genannt) zu dieser aufweist. Diese Ebene ist die sogenannte *Bildebene* oder *Fokalebene*, während die Ebene parallel dazu, welches das Projektionszentrum enthält, auch als *Hauptebene* der Kamera bezeichnet wird. Das Projektionszentrum wird auch als *Kamerazentrum* oder *optisches Zentrum* bezeichnet. Die Verbindungslinie, die senkrecht auf der Hauptebene steht und durch das optische Zentrum führt, heißt *Hauptachse* oder *Hauptstrahl*. Der Schnittpunkt dieser Achse mit der Hauptebene ist der *Hauptpunkt* oder der *optische Nullpunkt*. Abb. 3.4 zeigt die Geometrie eines zentralprojektiven Lochkameramodells.

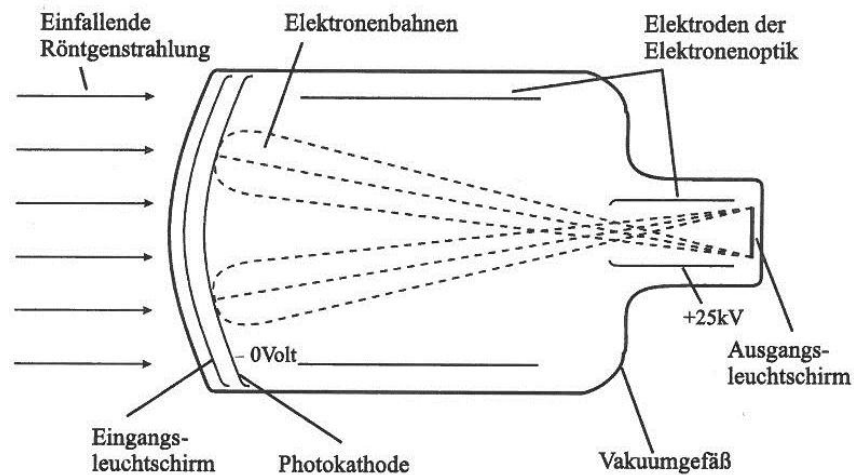


Abbildung 3.2.: Schematischer Querschnitt durch einen Bildverstärker. [20]

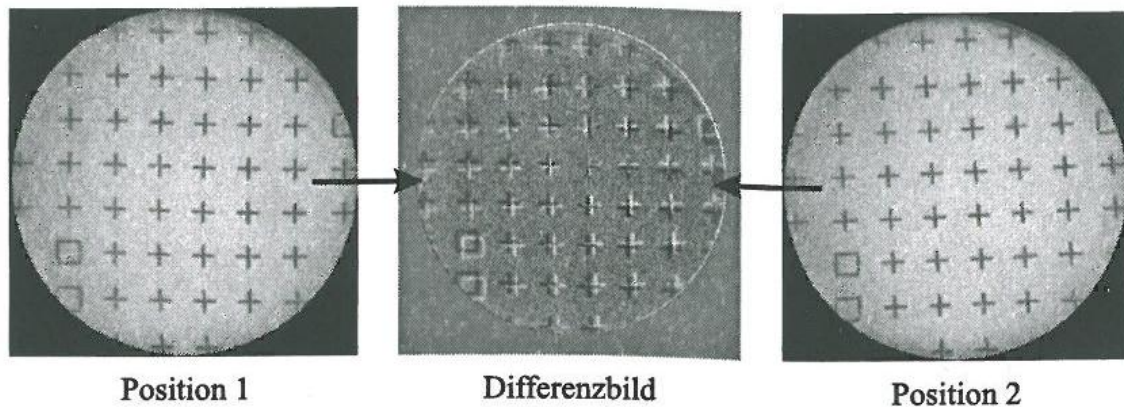


Abbildung 3.3.: Differenzbild aus zwei von verschiedenen Blickwinkeln erstellten Aufnahmen. [20]

Mit Hilfe dieses Modells kann ein 3D-Punkt im Raum $\mathbf{X} = (X, Y, Z)^T$ nun auf einen 2D-Punkt \mathbf{x} in der Bildebene abgebildet werden. Dafür wird eine Verbindungsgerade zwischen \mathbf{X} und dem Projektionszentrum \mathbf{C} gezogen und der Schnittpunkt dieser Geraden mit der Bildebene ist nun der gesuchte Punkt $\mathbf{x} = (fX/Z, fY/Z, f)$ auf der Bildebene (s. Abb. 3.4). Damit ist die Zentralprojektion als Abbildung von \mathbb{R}^3 auf \mathbb{R}^2 folgendermaßen definiert:

$$(X, Y, Z)^T \mapsto (fX/Z, fY/Z)$$

In einem homogenen Koordinatensystem kann eine solche Zentralprojektion auch in Form einer Matrixmultiplikation dargestellt werden:

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} fX \\ fY \\ Z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} f & 0 & 0 \\ 0 & f & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix}$$

3. Pose Estimation

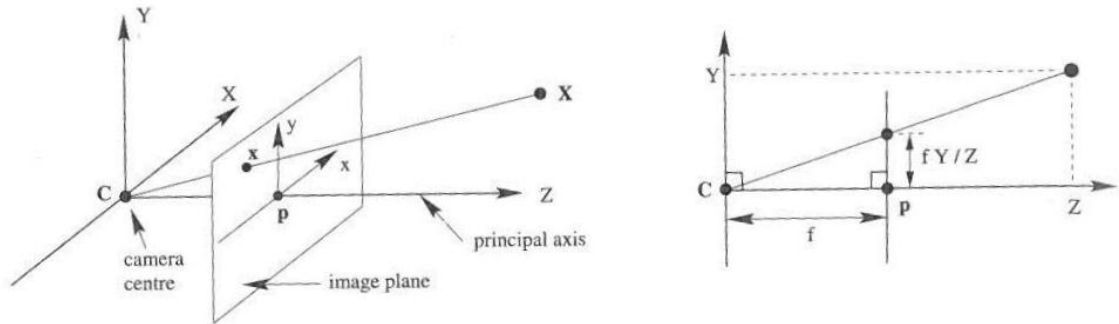


Abbildung 3.4.: Zentralprojektives Lochkameramodell: C ist das Kamerazentrum und p der optische Nullpunkt. Das Kamerazentrum liegt hier im Koordinatenursprung. [54]

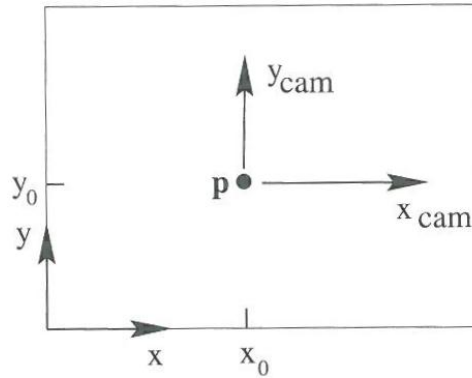


Abbildung 3.5.: Bildkoordinatensystem (x, y) und Kamerakoordinatensystem (x_{cam}, y_{cam}) . [54]

Sei der Weltpunkt \mathbf{X} ein homogener 4-Vektor $(X, Y, Z, 1)^T$ und der Bildpunkt \mathbf{x} ein homogener 3-Vektor, dann ist die 3×4 *Kameraprojektionsmatrix* P folgendermaßen definiert:

$$\mathbf{x} = P \cdot \mathbf{X} = \text{diag}(f, f, 1) [\mathbf{I} | 0] \cdot \mathbf{X}$$

Liegt der Hauptpunkt nicht wie bisher angenommen im Ursprung der Bildebene, müssen seine Koordinaten $(p_x, p_y)^T$ noch addiert werden (s. Abb. 3.5).

Somit erhalten wir im Homogenen:

$$\begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} fX + Zp_x \\ fY + Zp_y \\ Z \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} f & p_x & 0 \\ & f & p_y \\ & & 1 & 0 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix}$$

Die Projektionsmatrix P wird durch eine sogenannte *Kamerakalibrierungsmatrix* ersetzt:

$$\mathbf{x} = K \cdot [\mathbf{I} | 0] \cdot \mathbf{X}_{cam}$$

mit

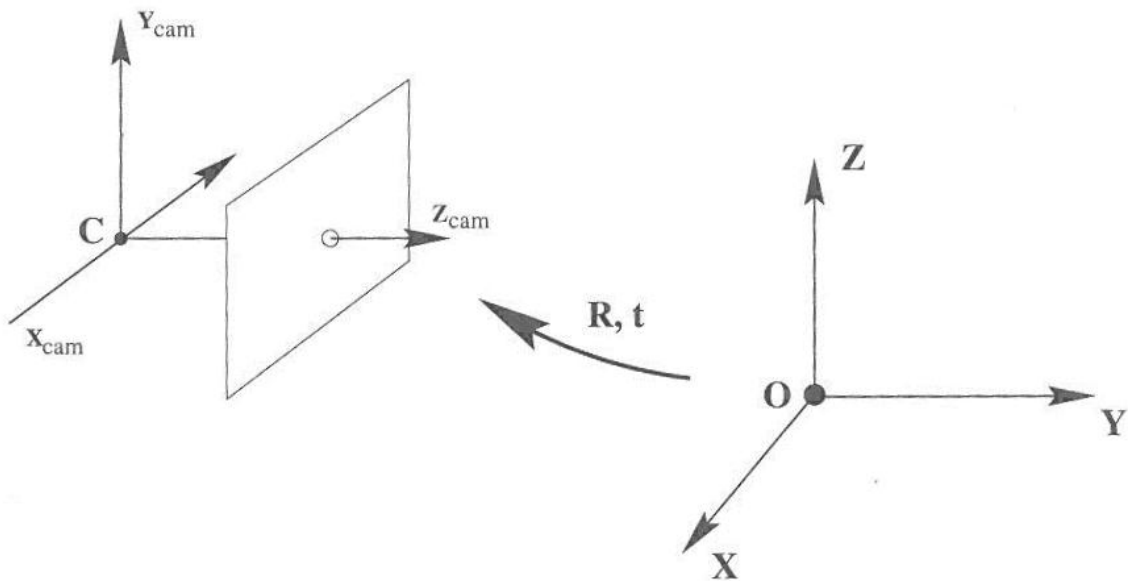


Abbildung 3.6.: Euklidische Transformation zwischen Welt- und Kamerakoordinatensystem. [54]

$$K = \begin{bmatrix} f & p_x & 0 \\ 0 & f & p_y \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Hierbei ist zu beachten, dass \mathbf{X}_{cam} im sogenannten *Kamerakoordinatensystem* definiert ist. Dabei handelt es sich um ein euklidisches Koordinatensystem, bei dem das Kamerazentrum den Ursprung bildet und die z -Achse der Projektionshauptachse entspricht. Da die Punkte im Raum normalerweise in einem anderen Koordinatensystem, dem *Weltkoordinatensystem*, dargestellt werden, müssen diese zunächst in das Kamerakoordinatensystem transformiert werden (s. Abb. 3.6).

Die Überführung eines inhomogenen Punktes $\tilde{\mathbf{X}}$ vom Weltkoordinatensystem zum selben Punkt im Kamerakoordinatensystem $\tilde{\mathbf{X}}_{cam}$ erfolgt durch eine Translation in den Kamerakoordinatensystem-Ursprung $\tilde{\mathbf{C}}$ und eine anschließende Rotation R . In homogenen Koordinaten und in Form einer Matrixmultiplikation sieht dies dann folgendermaßen aus:

$$\mathbf{x}_{cam} = \begin{bmatrix} R & -R\tilde{\mathbf{C}} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} R & -R\tilde{\mathbf{C}} \\ 0 & 1 \end{bmatrix} \cdot \mathbf{x}$$

Kombiniert man nun diese Transformation mit der Kamerakalibrierungsmatrix erhält man für \mathbf{X} im Weltkoordinatensystem:

$$\mathbf{x} = K \cdot R \cdot [\mathbf{I} | -\tilde{\mathbf{C}}] \cdot \mathbf{X} = K \cdot [R|t] \cdot \mathbf{X}$$

mit $t = -R\tilde{\mathbf{C}}$.

Die Projektionsmatrix $P = K \cdot [R|t]$ hat damit insgesamt 9 Freiheitsgrade: 3 in der Kamerakalibrierungsmatrix, die sogenannten *intrinsischen Kameraparameter* (f, p_x, p_y) , und 6 Freiheitsgrade für die

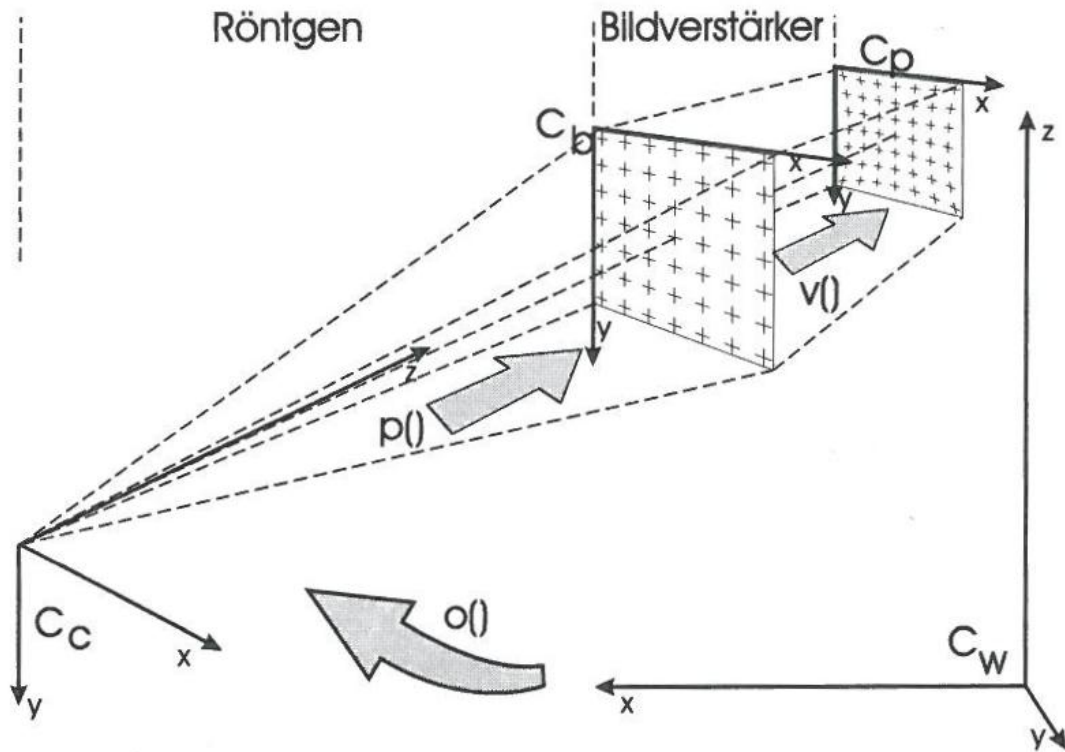


Abbildung 3.7.: Kamerasystem des Röntgenbildverstärkers. [20]

Rotation (3 Rotationswinkel) und die Translation (Koordinaten von $\tilde{\mathbf{C}}$), die sogenannten *extrinsischen Kameraparameter*. Damit ist das grundlegende Lochkameramodell mathematisch definiert.

Sowohl bei CCD-Kameras als auch bei unserem Anwendungsgebiet, dem C-Bogen System, gibt es aber noch eine Besonderheit. Hier können die Bildkoordinaten in x - und y -Richtung unterschiedlich skaliert sein, d.h. die Pixel sind nicht zwangsläufig quadratisch geformt. Deshalb muss für die genaue Abbildung der Funktionalität auch angegeben werden, wie viele Pixel in x - und y -Richtung in eine Bildkoordinaten-Einheit passen. Sind diese Größen m_x und m_y gegeben, müssen sie als $\text{diag}(m_x, m_y, 1)$ nun noch von rechts an die Kalibrierungsmatrix multipliziert werden. Definiert man $\alpha_x = fm_x$ und $\alpha_y = fm_y$ als fokale Länge (Brennweite) in Pixeldimensionen und die Koordinaten des Hauptpunktes in Pixelkoordinaten $\tilde{\mathbf{x}}_0 = (x_0, y_0)$ mit $x_0 = m_x p_x$ und $y_0 = m_y p_y$, erhält man als neue Kalibrierungsmatrix:

$$K = \begin{bmatrix} \alpha_x & 0 & x_0 \\ 0 & \alpha_y & y_0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

Übertragung auf C-Bogen System

Nun stellt sich die Frage, wie sich das Lochkameramodell auf ein C-Bogen-Röntgensystem übertragen lässt. Auch hier ist eine Abbildung gesucht, die einen 3D-Punkt \mathbf{X} im Raum auf einen 2D-Punkt \mathbf{x} im Röntgenbild abbildet.

Abb. 3.7 zeigt in welche Funktionen eine solche Abbildung unterteilt werden kann [20]:

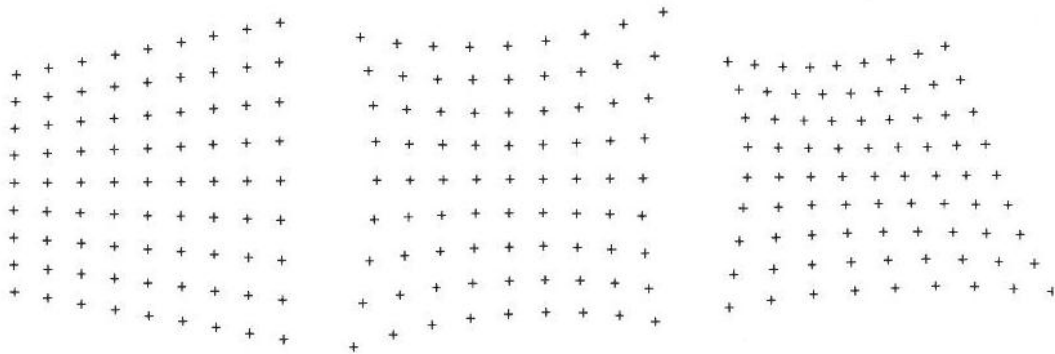


Abbildung 3.8.: Polynomiale Verzeichnungsarten. [20]

1. Positionierung $o()$
2. Projektion $p()$
3. Pixeltransformation $v()$

Die Positionierung $o()$ entspricht der auch im vorherigen Abschnitt bereits beschriebenen Transformation vom Weltkoordinatensystem C_w ins Kamerakordinatensystem C_c . Dabei handelt es sich um eine Rotation mit 3 Winkelparametern und eine anschließende Translation mit ebenfalls 3 Freiheitsgraden.

Die Projektion $p()$ beschreibt nun die Zentralprojektion vom dreidimensionalen C_c zum zweidimensionalen Bildkoordinatensystem C_b . Dies geschieht, wie bereits für die CCD-Kameras definiert, mithilfe einer Kamerakalibrierungsmatrix, die als Parameter die Brennweite, die Koordinaten des optischen Nullpunktes und das Verhältnis zwischen einer Strecke von Bildpunkten zu der entsprechenden metrischen Darstellung besitzt. Diese ideale perspektivische Projektion besitzt also nun insgesamt 10 Freiheitsgrade.

Um die Abbildungseigenschaften eines C-Bogensystems exakt zu modellieren, müssen zusätzlich zu dieser idealen Projektion noch die physikalischen Eigenschaften des Bildverstärkers und insbesondere die Verzeichnung, die dadurch neben einer Skalierung entsteht, berücksichtigt werden. Eingangs wurde aber bereits erläutert, dass dies nur sehr schwierig oder gar nicht möglich ist (s. Kap. 3.1.1). Deshalb wird versucht, mit der Pixeltransformation $v()$ diese Eigenschaften mithilfe von Polynomen zu modellieren. Abb. 3.8 zeigt eine Reihe von Verzeichnungsmodellen, die auf diese Weise nachgebildet werden können.

Es ergibt sich somit für die Abbildung eines Raumpunktes durch ein C-Bogensystem auf ein Röntgenbild folgende Funktion:

$$\mathbf{x} = v(p(o(\mathbf{X})))$$

3.1.3. Kalibrierung

Die Parameter der Projektion des C-Bogens ändern sich auch bei Drehung und Verschiebung des Gestells gegenüber dem Patiententisch so gut wie gar nicht. Auch die Verzeichnungsparameter ändern sich aufgrund der in Abschnitt 3.1.1 beschriebenen problematischen Konstruktion des Gestells eher

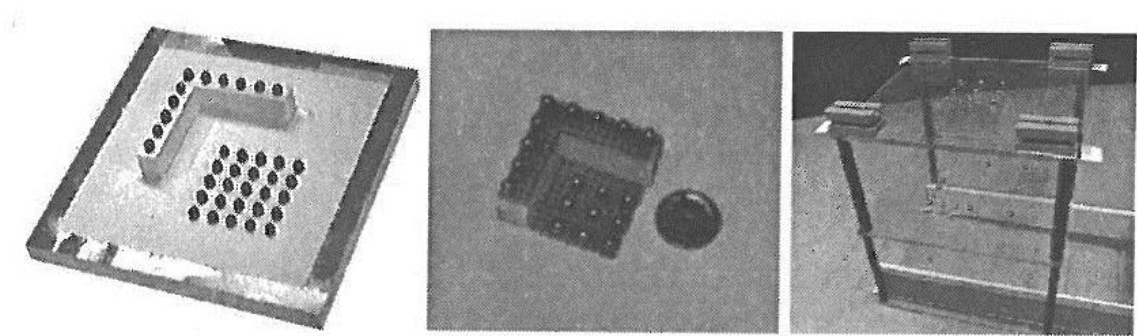


Abbildung 3.9.: Kalibrierkörper: Kalibrierplatte, Mini-Kalibrierplatte und Kalibrierturm. [20]

minimal. Die extrinsischen Kameraparameter hingegen müssen nach jeder Posenänderung des C-Bogens neu bestimmt werden, um die Abbildung auf das Röntgenbild nachbilden zu können.

Intrinsische Parameter

Zur Kalibrierung der intrinsischen Parameter können entweder nicht-lineare iterative Verfahren verwendet werden oder sie können direkt bestimmt werden. In beiden Fällen besteht die Notwendigkeit zur Verwendung eines dreidimensionalen Kalibrierkörpers.

Die am häufigsten verwendete iterative Methode zur Berechnung der Projektionsgeometrie ist das Levenberg-Marquardt-Verfahren [84, 96]. Dabei handelt es sich um ein Minimierungsverfahren basierend auf dem Newton- und Gradientenabstiegsverfahren. Das Problem, das es in unserem Fall zu lösen gilt, ist die Minimierung des Fehlerabstands zwischen idealer Projektion einer Menge von Raumpunkten und der tatsächlichen Abbildungspositionen im Röntgenbild, die vorher detektiert werden müssen. Dabei erfolgt die ideale Projektion sowohl mit den intrinsischen Parametern f, p_x, p_y, m_x, m_y als auch den extrinsischen Parametern $\theta_x, \theta_y, \theta_z$ für die Rotation und t_x, t_y, t_z für die Verschiebung. Aufgrund dieser Parameter wird dann die Projektionsmatrix erstellt und auf den jeweiligen Raumpunkt angewendet. Die resultierende 2D-Position im Bild wird mit der detektierten verglichen und der Abstand gemessen. Dieser Abstand kann dann durch das Minimierungsverfahren durch Anpassung der Projektionsmatrix minimiert werden.

Voraussetzung für ein gutes Ergebnis dieses Verfahrens ist aber eine gute Schätzung der internen als auch externen Kameraparameter. Die Brennweite des Systems kann approximiert werden, indem der Abstand von Röntgenquelle zur Detektorfläche z_{detect} gemessen wird und Kalibriermarken verwendet werden, um das Verhältnis von Bildpunkten in Pixeln l_p zu tatsächlichen metrischen Abständen (mm) l_m zu berechnen. Dann ist $f_{appr} = z_{detect} \cdot \frac{l_p}{l_m}$. Der optische Nullpunkt wird einfach in der Mitte des Bildes angenommen. Die extrinsischen Kameraparameter können z.B. mit dem Algorithmus von DeMenthon [34] geschätzt werden. Dabei handelt es sich um eine Abwandlung des sogenannten POSIT-Verfahrens s. [34], bei dem das Positionierungsproblem auf eine lineare Ausgleichrechnung vereinfacht wird.

Bei diesem iterativen Verfahren können sowohl Kalibrierplatten als auch Kalibriertürme mit eingelassenen Metallkugeln an definierten Positionen verwendet werden. Dabei sind die Kugeln niemals in einer Ebene, sondern mindestens in zwei verschiedenen Ebenen angeordnet. Die Kalibrierkörper werden dann zwischen Röntgenquelle und Röntgendetektor platziert, so dass die Metallkugeln gut auf der Aufnahme sichtbar sind. Die Herausforderung besteht hier auch darin, eine Anordnung zu finden, bei



zu sehen sind. [20]

der aus möglichst vielen Blickrichtungen möglichst viele oder alle Metallkugeln auf dem Durchleuchtungsbild zu erkennen sind. Abb. 3.9 zeigt beispielhaft eine Kalibrierplatte, eine Mini-Kalibrierplatte und einen dreistufigen Kalibrierturm.

Eine weitere Möglichkeit zur Berechnung der Brennweite ist eine geschlossene Berechnung. Der Vorteil ist, dass hier keine fehlerbehaftete und ungenaue Initialisierung benötigt wird. Sowohl kugelförmige Referenzmarken als auch eine kleine Kalibrierplatte werden dabei direkt auf dem Gehäuse der Röntgenquelle befestigt (s. Abb. 3.10).

Der metrische Abstand zwischen diesen Referenzmarken l_{m0} ist bekannt und genauso die Abstände zwischen beliebigen Kalibriermarken auf der Platte l_{m1} . Die entsprechenden Pixelabstände zwischen den abgebildeten Marken auf der Aufnahme sind ebenfalls messbar und definieren l_{p0} und l_{p1} . Die Länge L bezeichnet den Abstand zwischen den Referenzmarken auf dem Gehäuse und der Detektorfläche, welche einfach mit einem Maßband gemessen wird. In Abb. 3.10 sind der Aufbau und die Messgrößen schematisch dargestellt. Nun kann die Brennweite direkt folgendermaßen berechnet werden:

$$f = z_{detect} \cdot v, \text{ mit } v = \frac{l_{p1}}{l_{m1}} \text{ und } z_{detect} = \frac{L}{\frac{l_{p1}}{l_{m1}} - \frac{l_{p0}}{l_{m0}}}$$

Verzeichnungsparameter

Da sich bei einem Röntgensystem aufgrund der speziellen Eigenschaften des Bildverstärkers (s. Abschnitt 3.1.1) die Verzeichnung bei jeder Rotationsbewegung des Gestells verändert, können hier die für die CCD-Kameras üblichen Kalibriermechanismen und -objekte nicht in der gleichen Weise verwendet werden, um die Verzerrung der Abbildung zurückzurechnen. Deshalb werden hier meist Kalibrierscheiben direkt auf dem Röntgendetektor, und zwar auf dem Eintrittsfenster des Bildverstärkers, angebracht und genutzt. Diese Kalibrierscheibe besteht dann z.B. aus röntgenstrahlschwachen Kohlefasern und darin sind metallene Kalibriermarken eingelassen. Abb. 3.11 zeigt ein solches Objekt und die Befestigung am Detektor beispielhaft. Man sieht, dass die kreuzförmigen Marker relativ

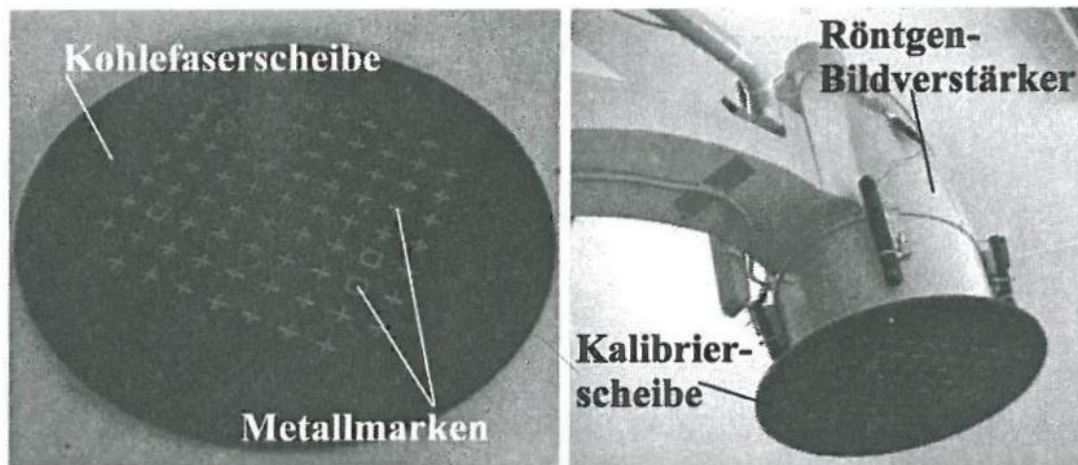


Abbildung 3.11.: Kalibrierscheibe zur Bestimmung der Verzeichnung. [20]

gleichmäßig verteilt wurden und innerhalb des rasterförmigen Musters auch rechteckförmige Marken zu finden sind. Diese sollen der Zuordnung bzw. Kennzeichnung der einzelnen Marker innerhalb des Rasters dienen. Die Berechnung der Verzeichnungsparameter, also der Koeffizienten des gesuchten Polynoms zur Modellierung der Verzeichnung, erfolgt dann auch hier wieder durch Minimierung des Fehlers zwischen tatsächlich abgebildeten Kreuzmittelpunkten der Marker und den ideal projizierten Mittelpunkten. Dies gelingt nur bei ausreichend großer Anzahl an Kalibrierungsmarkern.

Extrinsische Parameter

Die Positionsparameter oder extrinsischen Parameter der projektiven Abbildung bestimmen die Transformation vom Weltkoordinatensystem zum Kamerakoordinatensystem des C-Bogens. Für die Bestimmung der 3 Rotationswinkel und der 3 Translationen in x -, y - und z -Richtung werden normalerweise fixe Kalibrierkörper verwendet. Diese werden innerhalb des Aufnahmebereichs zwischen Röntgenquelle und -detektor positioniert und definieren dann das Weltkoordinatensystem. Eine schematische Darstellung ist in Abb. 3.12 zu finden.

Gesucht sind also eine Rotation O und eine Translation T , die einen Punkt p_c des Kamerakoordinatensystems C in einen Punkt p_w des Weltkoordinatensystems W transformieren:

$$p_w = O^T(p_c - T)$$

Auch die Berechnung dieser Parameter erfolgt normalerweise iterativ, meist nach dem Levenberg-Marquardt-Verfahren, das bereits in Abschnitt 3.1.3 grob erläutert wurde. Die extrinsischen Parameter können sowohl gleichzeitig mit den intrinsischen bestimmt werden oder, bei bekannten einmalig berechneten internen Parametern, auch getrennt von diesen. Diese zweite Möglichkeit ist vorzuziehen, da dies bedeutet, dass keine fehlerbehaftete initiale Schätzung der internen Parameter benötigt wird.

Neben der Verwendung eines fixen Kalibrierkörpers, können auch bewegliche Kalibrierkörper genutzt werden, wenn sie z.B. an einem Roboterarm befestigt werden. Dabei müssen die Bewegungsparameter des Roboterarms bekannt sein. Dies kann man auch durch Verwendung eines optischen Systems erreichen, welches die Bewegungen tracken kann. Der Vorteil eines bewegten Kalibrierkörpers liegt

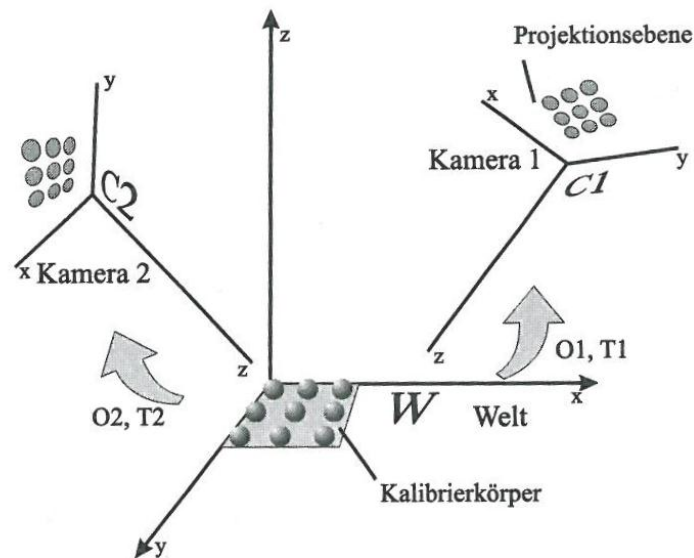


Abbildung 3.12.: Die relative Position der Kamera wird durch die Positionsbestimmung eines bzgl. des Weltkoordinatensystem fixen Kalibrierkörpers bestimmt. [20]

darin, dass die erlaubten Blickrichtungen weit weniger eingeschränkt werden als bei einem fixierten Objekt. Dennoch bleibt der Nachteil bestehen, dass ein solcher Roboter in einem Operationssaal erstmal teuer angeschafft, aufwändig installiert und gewartet werden muss. Bei Nutzung eines optischen Trackingsystems besteht auch weiterhin das Problem, dass die Sichtlinie zwischen Sensor und Objekt nicht unterbrochen werden darf.

Eine weitere Möglichkeit der Positionsbestimmung mit Kalibrierkörpern besteht in der Stereo-Triangulierung. Dabei werden zwei Aufnahmen aus zwei verschiedenen Blickrichtungen akquiriert. Dabei müssen entsprechende Bezugspunkte in beiden Aufnahmen enthalten sein und aufgrund dieser Informationen kann auf die Pose des Kalibrierkörpers in Weltkoordinaten zurückgeschlossen werden (s. auch Abb. 3.12). Auch diese Konfiguration ist für den kleinen Operationssaal eher unpraktisch, da hier schlecht zwei C-Bögensysteme installiert werden können. Auch wenn die Akquisition der Bilder nacheinander erfolgen kann, muss dagegen eingewendet werden, dass dies auch mit einer erhöhten Strahlenbelastung für den Patienten verbunden ist und damit nicht zu erstreben.

Der Rest dieses Kapitels befasst sich nun mit einem von mir entwickelten Kalibrierungsmuster zur Bestimmung der intrinsischen als auch extrinsischen Kameraparameter. Dieser Kalibrierungskörper hat im Vergleich zu den bisher genannten mehrere Vorteile bzw. umgeht die genannten Nachteile.

3.2. Muster

Bevor ich in diesem Kapitel auf das eigene Kalibrierungsmuster und dessen Entstehung näher eingehe, soll zunächst nochmals die konkrete Problemstellung schrittweise erläutert werden.

Während einer bronchoskopischen Untersuchung liegt der Patient auf einem Patiententisch unter einem C-Bogen. Er liegt auf dem Rücken und schaut in Richtung des Röntgendetektors. Wir nehmen im Folgenden an, dass der C-Bogen zu der Linken des Patienten steht. In dieser Konstellation bedeutet das, dass die transversale Achse des Patienten der y -Achse des C-Bogens, die longitudi-

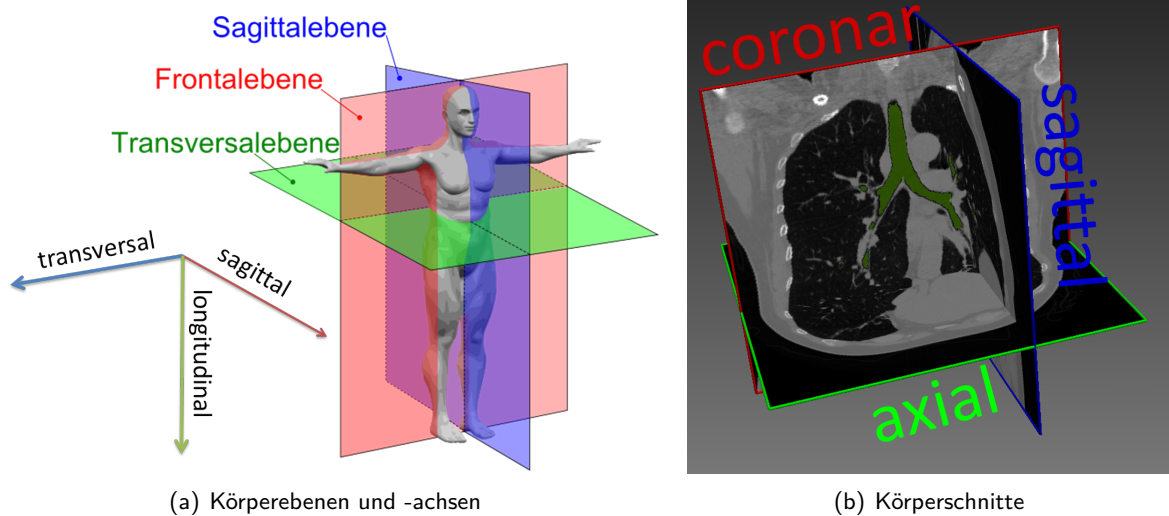


Abbildung 3.13.: Anatomische Körperebenen und -achsen und die CT-Schnitte entlang der Ebenen.

Tabelle 3.1.: Benennung der Achsen und Ebenen: C-Bogen-Rotationsachsen und CT-Schnittebenen und deren anatomische Entsprechungen.

| Anatomische Körperachse | C-Bogen-Achse | Anatomische Körperebene | CT-Schnittebene |
|-------------------------|---------------|-------------------------|------------------|
| Transversal-Achse | y-Achse | Sagittal-Ebene | Sagittal-Schicht |
| Longitudinal-Achse | x-Achse | Transversal-Ebene | Axial-Schicht |
| Sagittal-Achse | z-Achse | Frontal-Ebene | Coronar-Schicht |

nale Patientenachse der x -Achse des C-Bogens und die sagittale Patientenachse der z -Achse des C-Bogens entspricht (s. Abb. 3.1 und Abb. 3.13(a)). Tabelle 3.1 stellt die anatomischen Achsen und die C-Bogen-Achsen gegenüber.

Es liegt zu diesem Zeitpunkt auch bereits ein präoperatives CT des Patienten vor. Da in der eben beschriebenen Konstellation die Fluoroskopieaufnahmen senkrecht zur Frontalebene des Patienten gemacht werden (s. Abb. 3.13(a)), müssen entsprechende *virtuelle* Röntgenprojektionen bzw. DRRs (s. Abschnitt 4.2.1 für Details) senkrecht zu den coronaren Schichten des CTs (s. Abb. 3.13(b)) generiert werden (s. Tabelle 3.1 mit einer Gegenüberstellung der Körper- und CT-Ebenen). Für die DRR-Generierung werden aber sowohl die intrinsischen als auch extrinsischen Parameter des C-Bogens benötigt. Ziel ist es also, diese Parameter für jede C-Bogen-Aufnahme zu kennen. Dadurch ist es möglich, die reale Aufnahme mit einer virtuell generierten Aufnahme korrekt zu überlagern.

Falls die Position des Bronchoskops auf der C-Bogen-Aufnahme bekannt ist, kann außerdem ein Projektionsstrahl von (virtueller) Röntgenquelle zur Bronchoskopspitze auf der Fluoroskopie durch das CT-Volumen generiert werden. Dort, wo dieser Strahl die Bronchialbaumsegmentierung im CT trifft, kann die 3D-Position des Bronchoskops vermutet werden. Abb. 3.14 zeigt dieses Konzept an einem schematischen Bild.

In Abschnitt 3.1.3 wurde bereits erläutert, welche grundlegenden Möglichkeiten zur Kalibrierung eines C-Bogens bestehen. In jedem Fall wird ein Kalibrierungsobjekt mit Markern benötigt, welches im Bildbereich des C-Bogens platziert wird. Aus den im vorangegangenen Kapitel 3.1.3 genannten Gründen habe ich mich für ein fixes Kalibrierungsobjekt entschieden. Um den Arzt möglichst in seiner

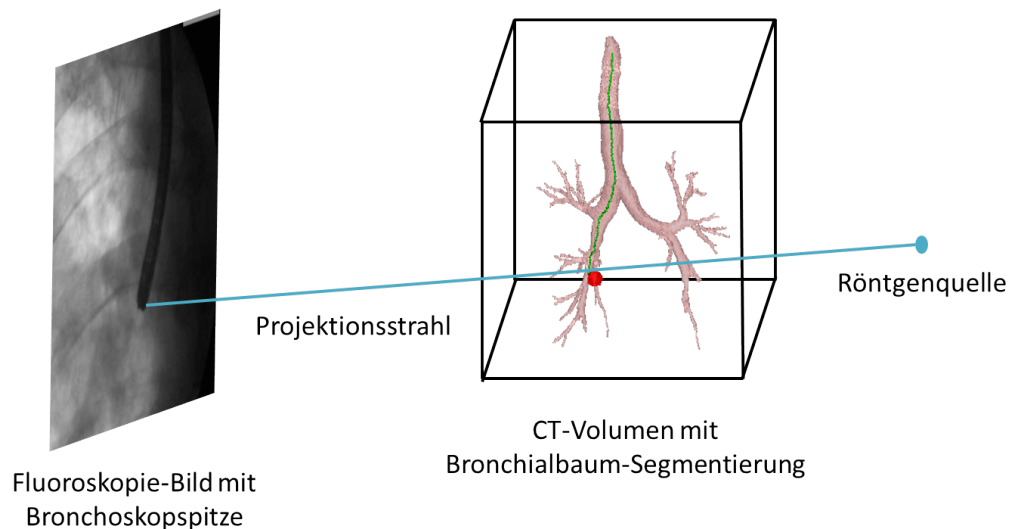


Abbildung 3.14.: Projektionsstrahl von der Röntgenquelle durch CT-Volumen mit Bronchialbaum-segmentierung zur Bronchoskopspitze auf Fluoroskopie-Bild.

Arbeitsweise nicht zu beeinträchtigen, soll dieses Objekt planar sein und unterhalb des Patienten, d.h. unter- oder oberhalb des Patiententisches, befestigt werden. Wir gehen deshalb davon aus, dass Patiententisch und Kalibrierplatte eine Einheit bilden, d.h., sie sind im selben Koordinatensystem definiert.

Die Kalibrierplatte mit Markern spannt dann das Weltkoordinatensystem auf (s. Abb. 3.15). Die Achsen-Benennung entspricht den Körperachsen des Patienten, der auf der Platte liegt. Gesucht ist nun die Transformation, die das Koordinatensystem des C-Bogens in das Weltkoordinatensystem überführt (prinzipiell könnte der Patiententisch mit der Kalibrierplatte „frei“ beweglich platziert sein, solange die Markerplatte im Bildbereich des C-Bogens liegt). Die zugehörigen Translationen und Rotationen um die x -, y - und z -Achse (s. Abb. 3.15) können durch extrinsische Kalibrierung aufgrund der Marker der Kalibrierplatte berechnet werden (s. Abschnitt 3.1.3). Hierfür wird eine C-Bogen-Aufnahme mit mehreren abgebildeten Markern (mindestens 4) und deren Zuordnung zu den Quellmarken auf der Platte benötigt. Nun kann durch Optimierung mit Hilfe der Abbildungsfunktion des C-Bogens (s. Abschnitt 3.1.2) die gesuchte Transformation bestimmt werden. Voraussetzung ist, dass die Projektionsparameter, also die intrinsischen Parameter, bekannt sind (s. Abschnitt 3.1.3).

Die Transformation zwischen C-Bogen-Koordinatensystem und Weltkoordinatensystem der Markerplatte sagt aber noch nichts über die Lage des Patienten aus. Wir wissen lediglich, dass dieser mit dem Rücken auf der Platte liegt, aber nicht wie genau. Da wir aber für die DRR- bzw. Projektionsstrahl-Generierung die Lage des CTs kennen müssen (s. Abb. 3.14), wird einmalig eine intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung aufgrund einer C-Bogen-Aufnahme durchgeführt. Unter der Annahme, dass Patient und CT während der Untersuchung übereinstimmen und der Patient sich wenig bis gar nicht bewegt (aufgrund der Sedierung), muss bei jeder folgenden C-Bogen-Bewegung lediglich die C-Bogen-Tisch-Transformation (entspricht C-Bogen-Markerplatten-Transformation) berechnet werden. Aus der initialen 2D/3D-Registrierung lässt sich nämlich die Transformation zwischen Patient und Tisch berechnen. Diese kann dann im Folgenden als konstant angenommen werden. Details zu diesem Schritt finden sich in Kapitel 4.2.

Bei jeder neuen C-Bogen-Aufnahme wird also die C-Bogen-Tisch-Transformation aufgrund der

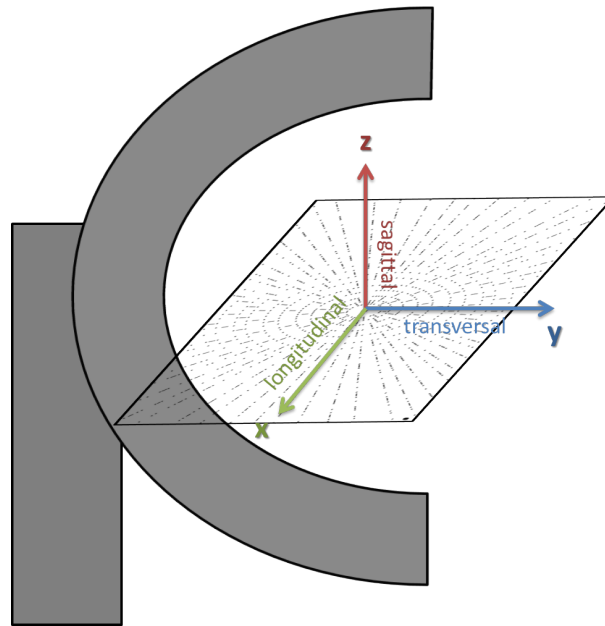


Abbildung 3.15.: Markerplatten-Koordinatensystem mit C-Bogen

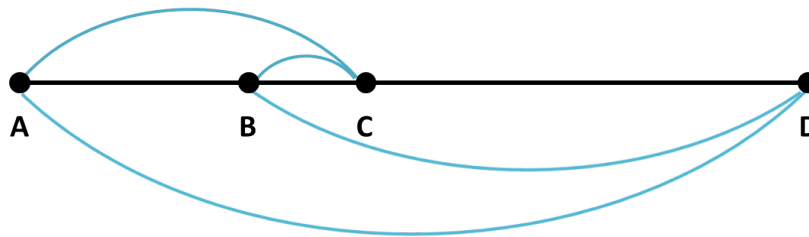
Markerplatte berechnet und die Tisch-Patient-Transformation aus der initialen 2D/3D-Registrierung angehängt. Somit erhält man letztlich die gesuchte Transformation zwischen C-Bogen und Patient bzw. CT.

3.2.1. Herausforderungen

Die eigentliche Schwierigkeit oder das eigentliche Problem besteht darin, zu einem Kalibrierpunkt auf der 2D C-Bogen-Aufnahme (*Zielpunkt*) die entsprechenden 3D-Koordinaten der Kalibriermarke im Raum (*Quellpunkt*) zu kennen. Außerdem muss gewährleistet sein, dass eine minimale Anzahl von Kalibrierpunkten stets auf dem Bild vorhanden und auch detektierbar ist.

Da wir im Vergleich zu den bisher vorgestellten Kalibrierkörpern einen sehr großen Bereich abdecken wollen, nämlich im Idealfall die ganze Länge und Breite des Patiententisches, ist die Verwendung von unterschiedlichen Formen für die Kalibriermarken nicht ratsam. Man würde sehr viele unterschiedliche Formen oder Formkombinationen benötigen, so dass die Unterschiede zwischen den Formen wiederum sehr gering sein würden. Die Konstruktion und Herstellung aus Stahl und die spätere formgenaue und robuste Detektion solcher Marken wäre äußerst fragwürdig und wohl auch sehr kostenintensiv. Außerdem erscheinen die meisten dreidimensionalen Formen sowohl aufgrund der Projektion als auch einer Änderung der Blickrichtung immer anders auf einer Abbildung. Das Ziel der Zuordenbarkeit könnte also wiederum verfehlt werden, da die projizierte Form allzusehr von der Ursprungsform abweicht.

Aus diesem Grund habe ich mich für kugelförmige Kalibriermarken entschieden. Diese sind robust detektierbar, da sie nach Projektion immer entweder kreisförmig oder ellipsenförmig erscheinen. Da nur sehr kleine Marker verwendet werden, kann der Fehler, der bei der Mittelpunktbestimmung dieser Marken entsteht, vernachlässigt werden.

Abbildung 3.16.: Vier kollineare Punkte A, B, C, D .

3.2.2. Eigene Lösung

Es stellt sich nun die Frage, wie man anhand der Projektion einer kugelförmigen Marke im 2D C-Bogen-Bild deren 3D-Position innerhalb eines Kalibrierkörpers findet. Um ohne die Verwendung von unterschiedlichen Formen diese eindeutige Zuordnung der Marker aus dem Zweidimensionalen ins Dreidimensionale zu gewährleisten, nutze ich die *Verteilung* der Marker nach einem bestimmten Muster. Aufgrund dieses Musters soll es möglich sein, dass die 3D-Position jeder auf dem C-Bogen-Bild abgebildeten Marke, nach präziser Detektion, eindeutig feststellbar ist. Da Distanzen und Winkel sich nach Projektion ändern, können die Marken nicht einfach aufgrund ihrer Abstände bzw. Winkel zueinander erkannt werden. Es wird demnach ein Maß benötigt, welches sich auch nach Projektion nicht ändert und somit im 3D-Raum als auch im 2D-Bild gleich bleibt. Ein solches Maß ist eine projektive Invariante, d.h., sie ändert ihren Wert auch nach Projektion nicht. Da ich mich aus den im vorherigen Abschnitt genannten Gründen für die Verwendung von kugelförmigen Markern entschieden habe, werde ich eine dazu passende projektive Invariante, nämlich das sogenannte *Doppelverhältnis*, verwenden.

In [35] wurde das Doppelverhältnis in der orthopädischen Chirurgie für die Bohrführung beim Verschluss von intramedullären Schrauben in Knochen ohne intraoperative Strahlung benutzt. Andere Verwendungen in der medizinisch-technischen Navigation sind mir bisher nicht bekannt.

Doppelverhältnis

Bei dem Doppelverhältnis handelt es sich um einen Zahlenwert, der ein bestimmtes Verhältnis, entweder zwischen Punktdistanzen oder zwischen Winkeln, angibt. Dieser Wert ändert sich auch nach Projektion der Punkte oder Winkel nicht. Deshalb ist das Doppelverhältnis eine projektive Invariante. Der Wert ist nun folgendermaßen für Punkte und Winkel definiert:

1. Punkte

Liegen vier Punkte A, B, C und D auf einer Geraden, wie in Abb. 3.16 zu sehen ist, und sind somit kollinear, wird das Doppelverhältnis als das Verhältnis der beiden Teilverhältnisse zwischen den Strecken \overline{AC} und \overline{BC} und den Strecken \overline{AD} und \overline{BD} definiert:

$$(ABCD) := \frac{(ABC)}{(ABD)} := \frac{\frac{\overline{AC}}{\overline{BC}}}{\frac{\overline{AD}}{\overline{BD}}} . \quad (3.1)$$

An dieser Stelle soll darauf hingewiesen werden, dass das Vertauschen von beliebigen zwei Punktepaares zu demselben Doppelverhältniswert führt. Es gilt demnach:

$$(ABCD) = (BADC) = (CDAB) = (DCBA) .$$

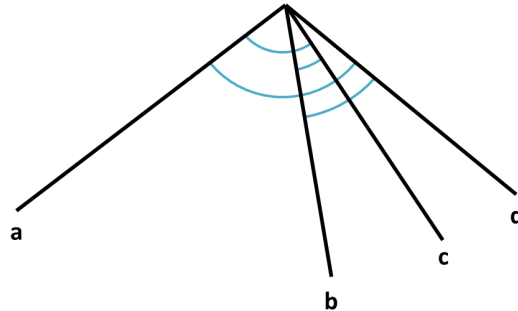
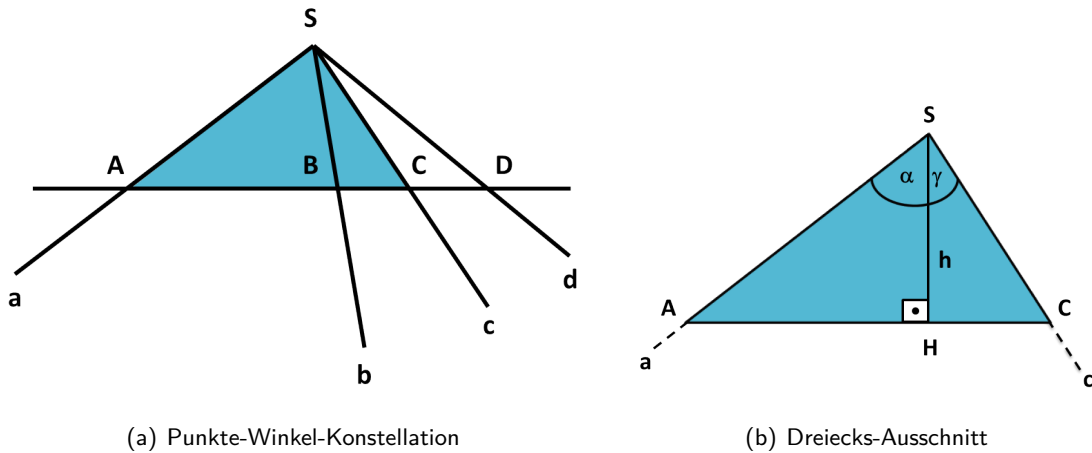


Abbildung 3.17.: Vier zu einem Punkt zusammenlaufende Halbgeraden a, b, c, d .



(a) Punkte-Winkel-Konstellation

(b) Dreiecks-Ausschnitt

Abbildung 3.18.: Punkte-Winkel-Konstellation, für die gilt: $(ABCD) = (abcd)$.

2. Winkel

Sind vier Halbgeraden a, b, c und d gegeben, die konvergieren, also zu einem gemeinsamen Punkt zusammenlaufen, wie in Abb. 3.17 zu sehen ist, so wird das Doppelverhältnis als das Verhältnis der beiden Teilverhältnisse zwischen den Sinuswerten der Winkel $\sphericalangle ac$ und $\sphericalangle bc$ und der Winkel $\sphericalangle ad$ und $\sphericalangle bd$ definiert:

$$(abcd) := \frac{\frac{\sin(\sphericalangle ac)}{\sin(\sphericalangle bc)}}{\frac{\sin(\sphericalangle ad)}{\sin(\sphericalangle bd)}}. \quad (3.2)$$

Ist nun eine Punkte-Winkel-Konstellation gegeben, wie sie in Abb. 3.18(a) dargestellt ist, kann man interessanterweise zeigen, dass $(ABCD) = (abcd)$ gilt.

Im Folgenden soll der zugehörige Beweis geführt werden. Betrachtet man dazu das in Abb. 3.18(b) dargestellte Dreieck, welches ein Ausschnitt (blau markierter Bereich) aus der Konstellation in Abb. 3.18(a) ist, so gilt für die Dreiecksfläche:

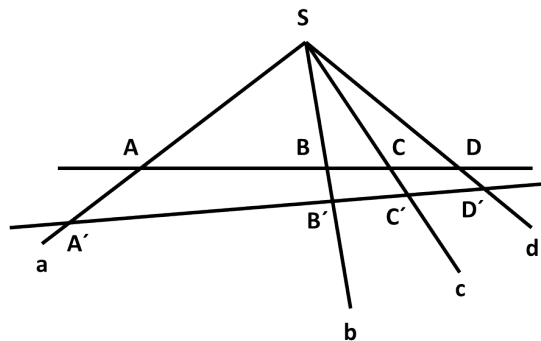


Abbildung 3.19.: Zentralprojektion der Punkte A, B, C, D auf die Punkte A', B', C', D' mit Projektionszentrum im Schnittpunkt von a, b, c, d

$$\text{Fläche}_{\Delta_{ACS}} = \frac{1}{2} \cdot \overline{AC} \cdot h.$$

Nun gilt nach dem Additionstheorem der trigonometrischen Funktionen [43] folgendes:

$$\sin(\angle ac) = \sin(\alpha + \gamma) = \sin(\alpha) \cdot \cos(\gamma) + \cos(\alpha) \cdot \sin(\gamma) = \frac{\overline{AH}}{\overline{SA}} \cdot \frac{h}{\overline{SC}} + \frac{h}{\overline{SA}} \cdot \frac{\overline{HC}}{\overline{SC}} = \frac{h \cdot \overline{AC}}{\overline{SA} \cdot \overline{SC}}.$$

Das bedeutet, die Fläche des Dreiecks lässt sich auch so berechnen:

$$\text{Fläche}_{\Delta_{ACS}} = \frac{1}{2} \cdot \overline{SA} \cdot \overline{SC} \cdot \sin(\angle ac).$$

Nun lässt sich folgendes Verhältnis auf zwei verschiedene Arten berechnen:

$$\frac{\frac{\text{Fläche}_{\Delta_{ACS}}}{\text{Fläche}_{\Delta_{BCS}}} = \frac{\frac{\frac{1}{2} \cdot h \cdot \overline{AC}}{\frac{1}{2} \cdot h \cdot \overline{BC}}}{\frac{\frac{1}{2} \cdot h \cdot \overline{AD}}{\frac{1}{2} \cdot h \cdot \overline{BD}}} = \frac{\overline{AC}}{\overline{BC}} = \frac{\overline{AD}}{\overline{BD}} = (ABCD)$$

und

$$\frac{\frac{\text{Fläche}_{\Delta_{ACS}}}{\text{Fläche}_{\Delta_{BCS}}} = \frac{\frac{\frac{1}{2} \cdot \overline{SA} \cdot \overline{SC} \cdot \sin(\angle ac)}{\frac{1}{2} \cdot \overline{SB} \cdot \overline{SC} \cdot \sin(\angle bc)}}{\frac{\frac{1}{2} \cdot \overline{SA} \cdot \overline{SD} \cdot \sin(\angle ad)}{\frac{1}{2} \cdot \overline{SB} \cdot \overline{SD} \cdot \sin(\angle bd)}} = \frac{\frac{\sin(\angle ac)}{\sin(\angle bc)}}{\frac{\sin(\angle ad)}{\sin(\angle bd)}} = (abcd).$$

Somit ist gezeigt, dass für die Punkte-Winkel-Konstellation in Abb. 3.18(a) $(ABCD) = (abcd)$ gilt. Schaut man sich nun die erweiterte Konstellation in Abb. 3.19 an, welche letztlich eine Zentralprojektion der Punkte A, B, C, D auf die Punkte A', B', C', D' mit Projektionszentrum im gemeinsamen Schnittpunkt S von a, b, c und d zeigt, lässt sich nun leicht ableiten, dass auch $(ABCD) = (A'B'C'D')$ gelten muss. Damit ist die projektive Invarianz des Doppelverhältnisses ersichtlich. Auf dieser erkenntnisreichen Tatsache basiert das von mir entwickelte Muster zum eindeutigen Zuordnen von Bildkoordinaten zu Raumkoordinaten. Wie dieses Muster entwickelt wurde, soll nun beschrieben werden.

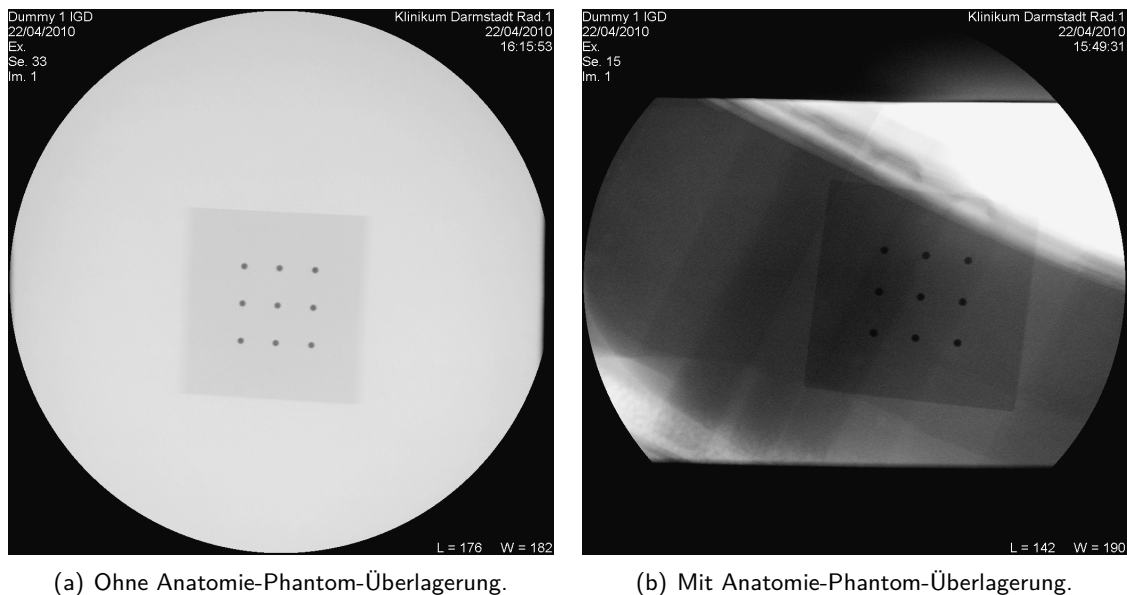


Abbildung 3.20.: Testobjekt aus Acryl mit Stahl-Testkugeln mit einem Durchmesser von 2 mm.

Richtwerte

Es wurde also gezeigt, dass man auf vier kollinearen Punkten einen eindeutigen Doppelverhältniswert berechnen kann, der sich demnach auch nach Projektion bzw. Abbildung durch einen (idealen) C-Bogen nicht ändert. Anhand dieses Wertes kann man diese Abstände also auch von anderen Punktabständen unterscheiden. Voraussetzung hierfür ist, dass keine andere in Frage kommende Punktkombination dasselbe Doppelverhältnis aufweist (theoretische Ausführungen zu eindeutigen bzw. mehrdeutigen Doppelverhältniswerten und den zugehörigen Punktkombinationen finden sich im Anhang 3.2.3). Es wird also eine Anordnung von kugelförmigen Markern gesucht, die diese Voraussetzung erfüllt und groß genug ist, um den gesamten Patiententisch abzudecken. Im Folgenden soll kurz aufgeführt werden, aufgrund welcher Annahmen das dazu passende Kalibrierungsobjekt von mir entwickelt wurde.

Zunächst wurde ein Testobjekt aus Acryl, in das Testkugeln aus Stahl mit einem Durchmesser von 2 mm eingelassen wurden, auf einem Philips Multi Diagnost 3 C-Bogen ausprobiert (s. Abb. 3.20). Dabei war auch ein erfahrener Bronchoskopist anwesend, um z.B. die übliche Tischhöhe einzustellen. Nach Erstellung und Untersuchung der Testaufnahmen konnten mehrere Feststellungen getroffen werden:

1. Stahl ist sehr gut sichtbar im Röntgenbild und damit sehr gut geeignet als Marker-Material.
2. Eine automatische Detektion von Kugeln mit 2 mm-Durchmesser ließ sich durch vorläufige Tests nicht robust implementieren.
3. Nach Einschätzung des Arztes wären kugelförmige Marker in einem Abstand von etwa 2 cm während der Untersuchung (kaum) störend.
4. Die Breite des Patiententisches betrug 51 cm. Die Länge des relevanten Bereiches (Kopf bis Becken) betrug etwa 1 m.

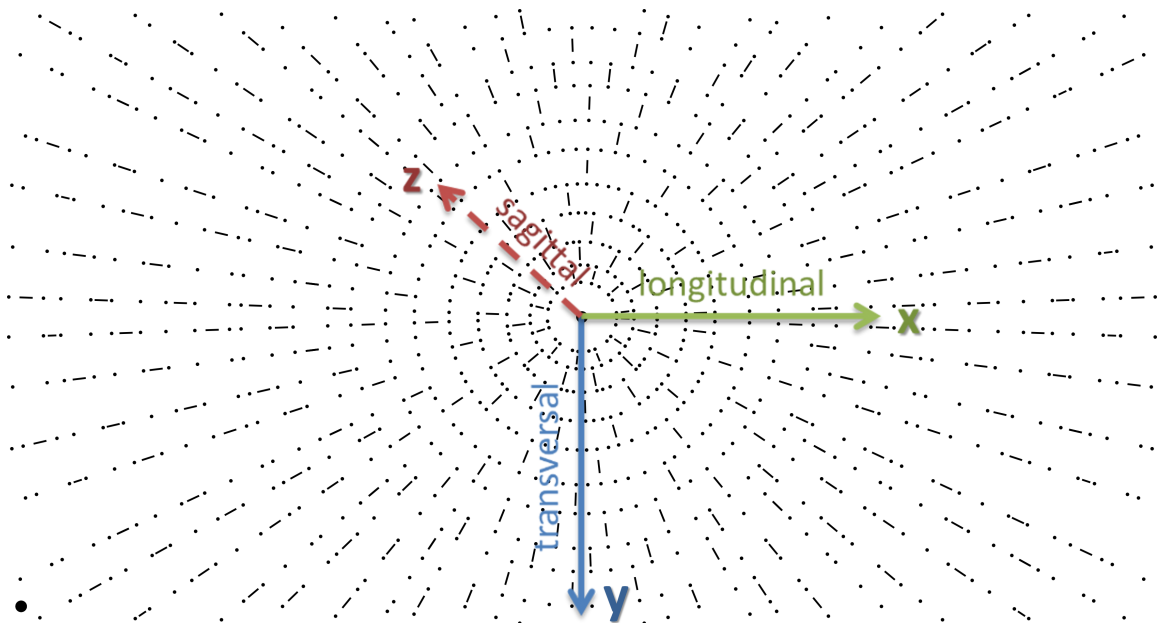


Abbildung 3.21.: Anordnung der Marker auf dem entwickelten Kalibrierungsmusters

5. Im Gespräch mit dem Arzt konnte festgestellt werden, dass der Bereich des Thorax, der im Normalfall auf der Fluoroskopie abgebildet wird, etwa $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ groß ist.

Aufgrund dieser Tatsachen wurden folgende Entscheidungen getroffen:

1. Es werden Stahl-Kügelchen mit einem Durchmesser von 3 mm als Marker verwendet.
2. Die Größe der Markerplatte soll $100\text{ cm} \times 51\text{ cm}$ betragen. Damit wäre die Verwendung der Platte auch in anderen Anwendungsgebieten denkbar.

Aufbau

In diesem Abschnitt soll auf den prinzipiellen Aufbau der Markerplatte und die Anordnung der Marker eingegangen werden. Auf dieser Grundlage wird dann im übernächsten Abschnitt erläutert, wie die Zuordnung von Quell- zu Zielpunkten erfolgt.

Das von mir entwickelte Kalibrierungsmuster besteht aus Stahlkügelchen und -stäbchen, die in eine planare, etwa 1 cm dicke Acrylglasplatte eingelassen wurden. Das Acrylglas ist röntgentransparent, während die Stahlmarker sehr gut auf dem Röntgenbild abgebildet werden. Die Kügelchen haben alle einen Durchmesser von 3 mm und die Stäbchen haben alle eine Dicke von 1.6 mm , aber unterschiedliche Längen zwischen 6 mm und 12 mm . Das Muster hat insgesamt eine Größe von $100\text{ cm} \times 51\text{ cm}$. Damit passt die Platte gut auf einen Patiententisch und deckt den relevanten Aufnahmebereich vollständig ab.

Abb. 3.21 zeigt die Anordnung der Marker in der Gesamtheit und die zugehörigen Koordinatenachsen. Es sind auch die anatomischen Patientenachsen eines auf der Platte liegenden Patienten eingezeichnet. Im Folgenden werden diese Achsenbezeichnungen in Bezug auf das Plattenkoordinatensystem verwendet werden.

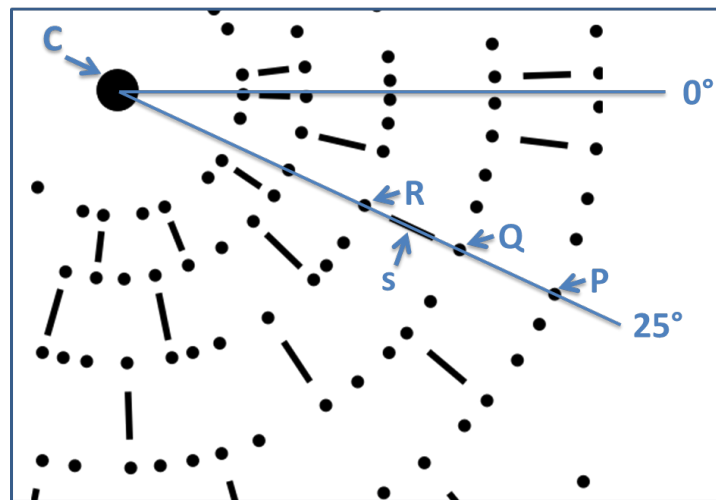


Abbildung 3.22.: Ausschnitt des Kalibrierungsmusters: Gedachte Strahlen auf unterschiedlichen Winkeln, z.B. 0° und 25° , starten am Mittelpunkt C . Auf diesen Strahlen befinden sich Kügelchen, z.B. R, Q, P , in definierten Abständen zu C . Zwischen den Kügelchen befinden sich an definierten Positionen Stäbchen, z.B. s .

Man sieht hier deutlich, dass alle Stäbchen und Kügelchen stets auf gedachten Strahlen liegen, die alle am Mittelpunkt C des Musters starten (s. auch Abb. 3.22). Die Kügelchen (wie z.B. P, Q und R in Abb. 3.22) liegen dabei auf konzentrischen Kreisen um C , deren Abstände untereinander variieren. Die Stäbchen liegen immer zwischen zwei Kügelchen. Man kann das Muster auch als eine Menge von konzentrischen Kreisen mit Mittelpunkt C und unterschiedlichen Radien verstehen. Dabei liegen die Kügelchen diesmal auf definierten Winkeln auf diesen imaginären Kreisen. Der Winkel wird stets in Bezug auf eine horizontale Gerade durch C (Winkel 0° in Abb. 3.22) gemessen (z.B. sind P, Q und R alle auf dem Winkel 25° angeordnet). Es soll nochmal betont werden, dass weder die genannten Kreise noch Strahlen in Form von durchgezogenen Linien tatsächlich auf dem Muster vorhanden sind, sondern sie dienen hier lediglich dem Verständnis.

Eine Kugel P ist also durch zwei Parameter charakterisiert: einmal durch ihre Distanz zum Mittelpunkt $|\overline{CP}|$ und einmal durch ihren Winkel $\angle PC0^\circ$ zu der gedachten Horizontalen durch C . Dies entspricht den Polarkoordinaten r (Radius) und Φ (Winkel) im Polarkoordinatensystem. Das bedeutet, r wird über das Kugelpositionsdoubleverhältnis eindeutig bestimmt und Φ über das Winkeldoubleverhältnis.

Die Stäbchen, die unregelmäßig zwischen den Kügelchen angeordnet sind (z.B. s in Abb. 3.22), zeichnen sich zum einen durch die Kügelchen, die sie begrenzen (R und Q für s), und zum anderen durch den gedachten Strahl bzw. den Winkel, auf welchem sie platziert sind ($\angle RC0^\circ$ oder $\angle QC0^\circ$ für s), aus. Diese Positionierung ist zwar unregelmäßig, aber dennoch definiert, also wohlbekannt. Dieses Kenntnis kann für den Zuordnungsprozess zusätzlich genutzt werden, wie in Abschnitt 3.5.2 näher erläutert werden wird.

Konstruktionsprozess

Nachdem der Aufbau des Musters erläutert wurde, soll an dieser Stelle erklärt werden, *warum* das Muster wie beschrieben konstruiert wurde. Auch soll deutlich werden, wie und aufgrund welcher

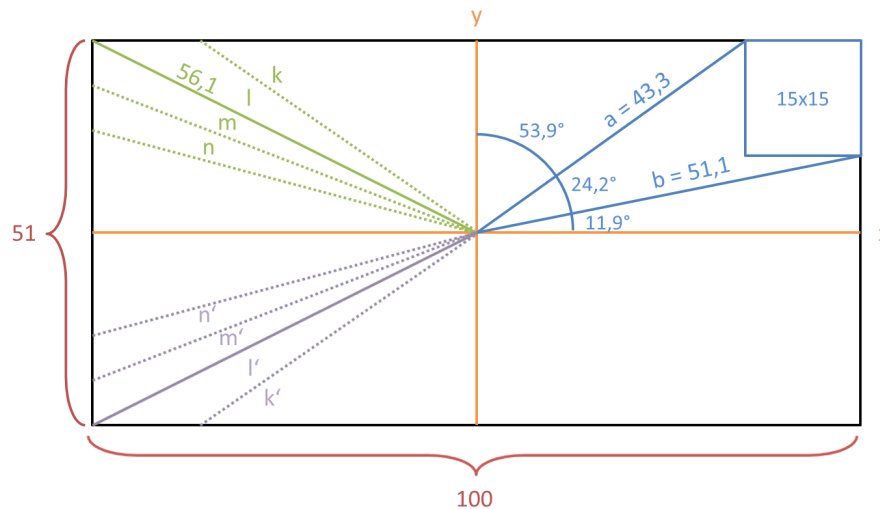


Abbildung 3.23.: Skizze der Markerplatte

Annahmen die Punktabstände bzw. Winkel gewählt wurden.

Kugelanordnung Mit welchen Abständen müssen die Kügelchen also konkret angeordnet werden, so dass eine eindeutige Zuordnung möglich ist (ohne den Arzt zu sehr zu stören)? Dafür ist es wichtig den Abbildungsbereich zu kennen, denn innerhalb dieses Bereiches müssen genügend Marker abgebildet werden, um zum einen eine eindeutige Zuordnung von Quell- zu Zielpunkten und zum anderen die Posenschätzung basierend auf dieser Zuordnung zu ermöglichen. Da ich das Doppelverhältnis als Kodierungsparadigma gewählt habe, bedeutet dies, dass immer *mindestens* 4 kollinear angeordnete Kügelchen in diesem Bereich abgebildet werden müssen, da ansonsten das Doppelverhältnis nicht berechnet werden kann.

Wenn man im ungünstigsten Fall von einem etwas kleinerem als dem vom Arzt geschätzten Abbildungsbereich der Größe $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ (s. Abb. 3.23) ausgeht, ergibt sich ein $15\text{ cm} : 5 = 3\text{ cm}$ -Abstand zwischen den Kügelchen. Mit diesem Höchstabstand wären stets 4 Kügelchen abgebildet und der Abstand deckt sich auch mit der „Toleranzgrenze“ des Arztes von 2 cm . Da für die Berechnung des Doppelverhältnisses aber unterschiedliche Abstände vonnöten sind, damit die Doppelverhältniswerte sich auch unterscheiden, entschied ich mich für Kugelabstände in einem Bereich von 1 cm bis 3 cm (Menge der Kugelabstände M_{KA}). Dabei sind größere Abstände zu bevorzugen, um die Sicht des Arztes möglichst wenig zu beschränken. Konkret wurden folgende Kugelabstände gewählt: $M_{KA} = \{1,0\text{ cm}, 1,5\text{ cm}, 2,0\text{ cm}, 2,2\text{ cm}, 2,5\text{ cm}, 2,6\text{ cm}, 3,0\text{ cm}\}$. Durch Häufung der Werte um $2,5\text{ cm}$ soll eine Bevorzugung größerer Abstände erreicht werden.

Nun gilt es also, Kombinationen von Kugelabständen zu finden, deren Doppelverhältniswerte sich wechselweise untereinander unterscheiden. Die erste Idee war, die Kugeln gitterförmig, d.h. in parallelen Kugelreihen, anzuordnen. Bei einer Plattengröße von $100\text{ cm} \times 51\text{ cm}$ und einem durchschnittlichen Kugelabstand von 2 cm müssen $(100\text{ cm}/2\text{ cm}) + 1 = 51$ Kugelpositionen, d.h. 48 Doppelverhältnisse, entlang der x -Achse und $(51\text{ cm}/2\text{ cm}) + 1 = 26$, d.h. 23 Doppelverhältnisse, entlang der y -Achse belegt werden. Damit werden $51 \times 26 = 1326$ Kugelpositionen und mindestens $51 \times 23 = 1173$ *unterschiedliche* Doppelverhältniswerte benötigt. Dann kann man jede Kugel aufgrund ihres Doppelverhältnisses (mit ihren Nachbarn entlang der y -Achse des Kugelgitters) eindeutig

identifizieren.

Leider gibt es nicht genügend Kugelabstandskombinationen, die sich aus der Menge der Kugelabstände M_{KA} generieren lassen und deren Doppelverhältnisse sich tatsächlich unterscheiden. Es gibt 7 mögliche Kugelabstände und damit nur $7^3 = 343$ mögliche Abstandskombinationen bzw. Doppelverhältnisse. Vergleicht man die zugehörigen Doppelverhältnisse, stellt man fest, dass es sogar noch weniger unterschiedliche Werte gibt (229). Damit ist es nicht möglich eine $100\text{ cm} \times 51\text{ cm}$ große Platte mit parallel angeordneten Kugelreihen zu bestücken, da man hierfür bei einem durchschnittlichen Abstand von 2 cm weitaus mehr Abstandskombinationen brauchen würde.

Man könnte auch die Liste M_{KA} mit mehr Werten ausstatten, so dass sich auch mehr Doppelverhältnisse berechnen lassen. Dies führt aber dazu, dass sich die Doppelverhältnisse untereinander auch weniger unterscheiden. Würde man z.B.

$$M_{KA} = \{1,0\text{ cm}|1,5\text{ cm}|2,0\text{ cm}|2,2\text{ cm}|2,3\text{ cm}|2,4\text{ cm}|2,5\text{ cm}|2,6\text{ cm}|2,7\text{ cm}|2,8\text{ cm}|3,0\text{ cm}\}$$

wählen, ergeben sich zwar $11^3 = 1331$ Doppelverhältnisse, aber nur 925 unterschiedliche. Hinzu kommt, dass nur wenige dieser sich „signifikant“ voneinander unterscheiden. Z.B. gibt es nur 235 Kombinationen, deren Doppelverhältnisse um mindestens 0,001 von den Doppelverhältnissen aller anderen Kombinationen abweichen.

Die Lösung zu diesem Problem bestand nun darin, die Kugelreihen nicht parallel zueinander, sondern als Strahlen zu einem Schnittpunkt zusammenlaufend anzuordnen. Dadurch ist es möglich, auch auf den Winkeln von vier benachbarten *Strahlen* (k, l, m und n in Abb. 3.23) ein Doppelverhältnis zu berechnen und diese so ggf. zu unterscheiden. Das bedeutet, dass letztlich nur die Kugelabstände *innerhalb* eines Strahls unterscheidbare Doppelverhältnisse bieten müssen. Legt man den Mittelpunkt dieser zusammenlaufenden Strahlen nun in die Mitte der Platte, so wäre der längste Strahl nach dem Satz des Pythagoras $\sqrt{(25,5\text{ cm})^2 + (50\text{ cm})^2} = 56,1\text{ cm}$ lang (l in Abb. 3.23). Auf dieser Strecke würden sich etwa $56,1\text{ cm} : 2\text{ cm} \approx 23$ Kugeln anordnen lassen.

Algorithmus 1 Bestimme Kugelabstandsliste L_k

- 1: Initialisiere M_{KA} mit Werten im Bereich 1..3
 - 2: Zufällige Initialisierung von L_k mit 4 Werten aus M_{KA}
 - 3: Aktuelle Listenlänge $l \leftarrow 4$
 - 4: Berechne Doppelverhältnis $DV_{L_k[l-3], L_k[l-2], L_k[l-1], L_k[l]}$ zwischen Startkugeln
 - 5: Initialisiere Doppelverhältnisliste $L_{DV} \leftarrow [DV_{L_k[l-3], L_k[l-2], L_k[l-1], L_k[l]}]$
 - 6: Neuer Kugelabstand $k_x \leftarrow 3$
 - 7: **while** $k_x \geq 1$ **do**
 - 8: Berechne Doppelverhältnis $DV_{L_k[l-2], L_k[l-1], L_k[l], k_x}$ zwischen k_x und 3 Vorgängern
 - 9: **if** $(|DV_{L_k[l-2], L_k[l-1], L_k[l], k_x} - L_{DV}[i]| > 0) \forall i \in [1..(l-3)]$ **then**
 - 10: $L_k \leftarrow [L_k, k_x]$
 - 11: $L_{DV} \leftarrow [L_{DV}, DV_{L_k[l-2], L_k[l-1], L_k[l], k_x}]$
 - 12: $l \leftarrow l + 1$
 - 13: $k_x \leftarrow 3$
 - 14: **else**
 - 15: $k_x \leftarrow$ nächstkleinerer Wert aus M_{KA}
 - 16: **end if**
 - 17: **end while**
-

| Position | Abstand zum Mittelpunkt | Doppelverhältnis |
|----------|-------------------------|------------------|
| 1 | 3,0 | 1,3125 |
| 2 | 4,5 | 1,28571 |
| 3 | 6,5 | 1,375 |
| 4 | 9,0 | 1,26042 |
| 3 | 11,5 | 1,42353 |
| 6 | 14,5 | 1,22222 |
| 7 | 17,0 | 1,5625 |
| 8 | 20,0 | 1,19048 |
| 9 | 22,0 | 1,5 |
| 10 | 25,0 | 1,14545 |
| 11 | 27,0 | 2,15385 |
| 12 | 29,5 | 1,12821 |
| 13 | 30,5 | 1,34286 |
| 14 | 33,5 | 1,39457 |
| 15 | 36,0 | 1,24369 |
| 16 | 38,2 | 1,52335 |
| 17 | 40,7 | 1,17601 |
| 18 | 42,5 | 1,73239 |
| 19 | 45,1 | 1,09091 |
| 20 | 46,6 | 2,28571 |
| 21 | 49,6 | 1,11111 |
| 22 | 50,6 | - |
| 23 | 53,6 | - |
| 24 | 55,6 | - |

Tabelle 3.2.: Kugelpositionen und deren Doppelverhältniswerte

Algorithmus 1 wurde verwendet, um diese 23 Kugelpositionen auf einem Strahl von innen nach außen zu belegen. In den Zeilen 1 – 5 wird die Liste der möglichen Kugelabstände M_{KA} mit Werten zwischen 1 cm – 3 cm initialisiert, eine zufällige 4-er-Folge von Abständen ausgewählt und in der Liste der aktuell bestimmten Kugelabstände L_k gespeichert und die Länge dieser Liste wird in der Variable l verwaltet. Danach erfolgt die Berechnung des Doppelverhältnisses $DV_{L_k[l-3], L_k[l-2], L_k[l-1], L_k[l]}$ der 4 neu bestimmten Kugelabstände $L_k[l-3]$, $L_k[l-2]$, $L_k[l-1]$ und $L_k[l]$ und dessen Speicherung in der Liste L_{DV} . Ab Zeile 6 erfolgt der eigentliche Belegungsalgorithmus. Es wird nun ein Abstand k_x aus M_{KA} gesucht, um die nächste Kugelposition zu bestimmen. Dabei wird immer mit einem Abstand von 3 cm angefangen, um die Kugelabstände möglichst groß zu halten. Dadurch wird das Muster weniger dicht und wirkt somit weniger störend für den Arzt. Mit dem Abstand k_x lässt sich nun ein neuer Doppelverhältniswert berechnen, indem die letzten 3 Werte aus L_k mit k_x kombiniert werden. Falls sich dieser neue Doppelverhältniswert von allen vorher in L_{DV} abgespeicherten Werten unterscheidet, können sowohl der Abstand k_x als auch der Doppelverhältniswert in den jeweiligen Listen abgespeichert werden. Falls derselbe Doppelverhältniswert bereits aufgetreten ist, wird der nächstkleinere Abstand aus M_{KA} ausgewählt und wieder der Doppelverhältnis-Test in Zeile 9 ausgeführt. Dieser Vorgang wird solange wiederholt, bis 23 Kugelabstände gefunden werden. Tabelle 3.2 zeigt die Liste der tatsächlich verwendeten Kugelabstände und deren Doppelverhältnisse.

Winkelanordnung Im nächsten Schritt müssen noch Winkel zwischen den Kugelreihen bestimmt werden, deren Doppelverhältnisse untereinander eindeutig sind. Auch hier wird von dem ungünstigen Fall eines kleinen Abbildungsbereiches der Markerplatte der Größe $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ ausgegangen. In diesem Fenster müssen mindestens 4 Winkel, d.h. vier Kugelreihen, abgebildet sein. Liegt dieses Fenster nun in einer der Ecken des Musters (s. Abb. 3.23), kann man unter der Annahme, dass die Kugelreihen alle im Zentrum des Musters starten, ausrechnen, dass die in Abb. 3.23 eingezeichneten Linien a und b einen Winkel von etwa $24,2^\circ$ einschließen. In diesen Winkelbereich passen vier Kugelreihen mit einem durchschnittlichen Winkelabstand von $24,2^\circ : 5 = 4,84^\circ$.

So erschien es sinnvoll, dass die Winkel zwischen 4° und $7,5^\circ$ liegen sollten (Menge der Winkelabstände M_{WA}). Konkret wurden folgende Winkelabstände gewählt:

$$M_{WA} = \{4,0^\circ | 4,5^\circ | 5,0^\circ | 5,5^\circ | 6,0^\circ | 6,5^\circ | 7,0^\circ | 7,5^\circ\}.$$

Damit wurde eine gleichmäßige Verteilung der Werte erreicht. Kleinere Winkel würden das Muster zu dicht erscheinen lassen und die Marker würden die Sicht des Arztes negativ beeinflussen. Auch in diesem Fall gibt es nicht genügend unterscheidbare Doppelverhältniswerte, die sich aus M_{WA} generieren lassen, um das gesamte Muster abzudecken. Aus diesem Grund entschied ich mich, nur ein Viertel des Musterbereiches eindeutig zu kodieren. Die Winkel in den anderen Vierteln des Musters sind an der x - und y -Achse gespiegelt (s. k', l', m' und n' in Abb. 3.23) und somit sind deren Doppelverhältnisse gleich. Wie sie dennoch unterschieden werden können, wird weiter unten in diesem Abschnitt erklärt.

Algorithmus 2 Bestimme Winkelliste L_w

- 1: Initialisiere M_{WA} mit Werten im Bereich $4..7,5$
 - 2: Zufällige Initialisierung von L_w mit 4 Werten aus M_{WA}
 - 3: Aktuelle Listenlänge $l \leftarrow 4$
 - 4: Berechne Doppelverhältnis $DV_{L_w[l-3], L_w[l-2], L_w[l-1], L_w[l]}$ zwischen Startwinkeln
 - 5: Initialisiere DV-Liste $L_{DV} \leftarrow [DV_{L_w[l-4], L_w[l-3], L_w[l-2], L_w[l-1]}, DV_{L_w[l-3], L_w[l-2], L_w[l-1], L_w[l]}]$
 - 6: Neuer Winkel $w_x \leftarrow 4$
 - 7: **while** $w_x < 8$ **do**
 - 8: Berechne Doppelverhältnis $DV_{L_w[l-2], L_w[l-1], L_w[l], w_x}$ zwischen w_x und 3 Vorgängern
 - 9: **if** $(|DV_{L_w[l-2], L_w[l-1], L_w[l], w_x} - L_{DV}[i]| > 0) \forall i \in [1..(l-3)]$ **then**
 - 10: $L_w \leftarrow [L_w, w_x]$
 - 11: $L_{DV} \leftarrow [L_{DV}, DV_{L_w[l-2], L_w[l-1], L_w[l], w_x}]$
 - 12: $l \leftarrow l + 1$
 - 13: $w_x \leftarrow 4$
 - 14: **else**
 - 15: $w_x \leftarrow$ nächstgrößerer Wert aus M_{WA}
 - 16: **end if**
 - 17: **end while**
-

Die Winkelverteilung erfolgte nach Algorithmus 2. Dieser unterscheidet sich lediglich in zwei Punkten von der Punktabstandsbelegung in Algorithmus 1: Zum einen erfolgt die Belegung von möglichen Winkelabständen M_{WA} mit Werten zwischen $4^\circ - 7,5^\circ$. Zum anderen wird bei der Wahl eines neuen Winkels w_x immer mit 4° begonnen und ggf. der nächstgrößere aus der Liste M_{WA} gewählt. Hier bevorzuge ich also kleinere Winkel gegenüber größeren, damit eher mehr Winkel im Abbildungsbe-

| Position | Winkel zur Horizontalen | Doppelverhältnis |
|----------|-------------------------|------------------|
| 1 | 2,0 | 1,26364 |
| 2 | 7,0 | 1,47299 |
| 3 | 13,0 | 1,18099 |
| 4 | 18,0 | 1,55242 |
| 3 | 25,0 | 1,32324 |
| 6 | 29,0 | 1,22472 |
| 7 | 34,0 | 1,59726 |
| 8 | 40,0 | 1,22679 |
| 9 | 44,0 | 1,26599 |
| 10 | 50,5 | 1,65044 |
| 11 | 56,5 | 1,18577 |
| 12 | 60,5 | 1,31705 |
| 13 | 68,0 | 1,4345 |
| 14 | 74,0 | 1,29195 |
| 15 | 78,5 | - |
| 16 | 83,5 | - |
| 17 | 88,0 | - |

Tabelle 3.3.: Winkelabstände und deren Doppelverhältniswerte

reich vorhanden sind als weniger. Dadurch können Redundanzen aufgrund mehrerer berechenbarer Doppelverhältnisse besser genutzt werden. Die gefundenen Winkel wurden dann, wie bereits erwähnt, an der x - und y -Achse des Musters gespiegelt. Tabelle 3.3 listet die tatsächlich verwendeten Winkel und deren Doppelverhältnisse auf.

In der Nähe des Mittelpunktes wären die Markerkugeln in der ausgerechneten Konstellation (Kugelabstände und Kugelreihenwinkel) so dicht aneinander gerückt, dass sie sich bei einem Durchmesser von 3 mm berühren würden. Deshalb liegen die ersten Kugeln (nächstgelegen zum Mittelpunkt) von benachbarten Strahlen nicht im selben Abstand zum Mittelpunkt, sondern die Kugelabstände „starten“ versetzt. Dadurch wird das Muster „aufgelockert“, aber die Doppelverhältnis-Eindeutigkeit bleibt bestehen. Abb. 3.24 zeigt einen Ausschnitt des entwickelten Musters, in welchem die fehlenden Kugelpositionen angedeutet wurden. Die Schnittpunkte zwischen den eingezeichneten Kreisen und Strahlen geben die Positionen an, an welchen die Kügelchen positioniert sein müssten. Anhand der Skizze sieht man zum einen, dass das Muster bei voller Belegung zu dicht geworden wäre, und zum anderen, wie die Startkugeln nebeneinanderliegender Strahlen unterschiedlich weit vom Mittelpunkt entfernt liegen.

Bisher wurde nur die Verwendung von kugelförmigen Markern begründet. Um aber die Strahlen, die die Winkel definieren, auch auf der Fluoroskopie detektieren zu können, wurde die zweite Markerstruktur, die länglichen Stäbchen aus Stahl, verwendet. Aufgrund der Kugeln allein könnten die Strahlen nicht zuverlässig gefunden werden. Die Stäbchen liegen immer zwischen zwei Kugeln, d.h. auf einem Strahl, und geben so den Winkel dieses Strahls an. Das bedeutet aber nicht, dass zwischen zwei Kugeln auch stets ein Stäbchen liegt.

Bei der Verteilung der Stäbchen wurde zum einen darauf geachtet, dass sie sich nicht in einem Bereich ballen, sondern sich möglichst verteilen, um das Muster „aufgelockert“ zu halten. Das bedeutet, dass benachbarte Strahlen ihre Stäbchen an unterschiedlichen Positionen (also Distanzen zum

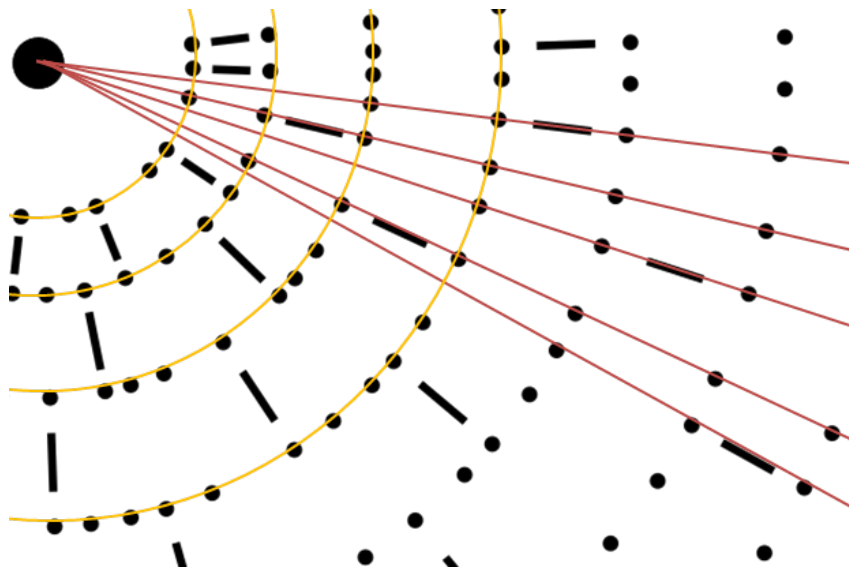


Abbildung 3.24.: Fehlende Kugelpositionen im Zentrum des Musters: Schnittpunkte zwischen den gelben Kreisen und den roten Strahlen geben die Kugelpositionen an. An einigen Stellen fehlen die Kugeln, um das Muster nicht zu dicht anzuordnen.

Mittelpunkt) platziert haben, damit eine Häufung der Stäbchen auf einem Fleck vermieden wird. Zum Anderen sind zur Mitte hin relativ gesehen weniger Stäbchen vorhanden als zu den Rändern. Diese Auflockerung des Musters erleichtert zum einen die Detektion der Marker und zum anderen verringert sie den Störfaktor auf den Durchleuchtungsbildern. Da die Stäbchen aber auch zur Detektion der Strahlen verwendet werden, ist es wichtig, dass zu jedem Strahl mindestens ein Stäbchen innerhalb des Bildbereiches abgebildet wurde. Abb. 3.25 zeigt einen sehr kleinen beispielhaften Abbildungsbereich des Musters und visualisiert, welche Strahlen (*grün*) aufgrund eines abgebildeten und somit detektierbaren Stäbchens gefunden werden können und welche Strahlen (*rot*) aufgrund nicht abgebildeter Stäbchen nicht erkannt werden. Man sieht hier deutlich, dass trotz „übersehener“ Strahlen stets genügend Strahlen vorhanden sind, um mindestens ein Doppelverhältnis zu berechnen und somit die Zuordenbarkeit der Punkte zu gewährleisten.

Weiterhin gibt die Stäbchenposition auch Aufschluss über das Markerplatten-Viertel, in dem es sich befindet. D.h., dass bei gespiegelten Winkeln bzw. Strahlen niemals die Position der Stäbchen übereinstimmt. Somit können diese gespiegelten Strahlen anhand den Stäbchen unterschieden werden, selbst wenn die Doppelverhältnisse der Winkel zwischen den Vierteln mehrdeutig sind.

Zuordnungsmethode

Zum Schluss soll an dieser Stelle nochmal erläutert werden, wie der Zuordnungsprozess aufgrund des entwickelten Musters abläuft. Wird die Kalibrierplatte nun liegend auf dem Patiententisch auf ein Röntgenbild projiziert, erhält man ein 2D-Bild, auf dem kleine Kreise bzw. Ellipsen und längliche Rechtecke zu sehen sind. Die Mittelpunkte dieser Kreise sowie die Strahlen, auf denen die Rechtecke liegen, können nun detektiert werden (vgl. Kapitel 3.4.1). Dadurch erhalten wir also Punkte und Winkel, die für die Doppelverhältnisberechnung verwendet werden können.

Die Abstände zwischen den Kügelchen wurden nun so gewählt, dass vier benachbarte auf einem

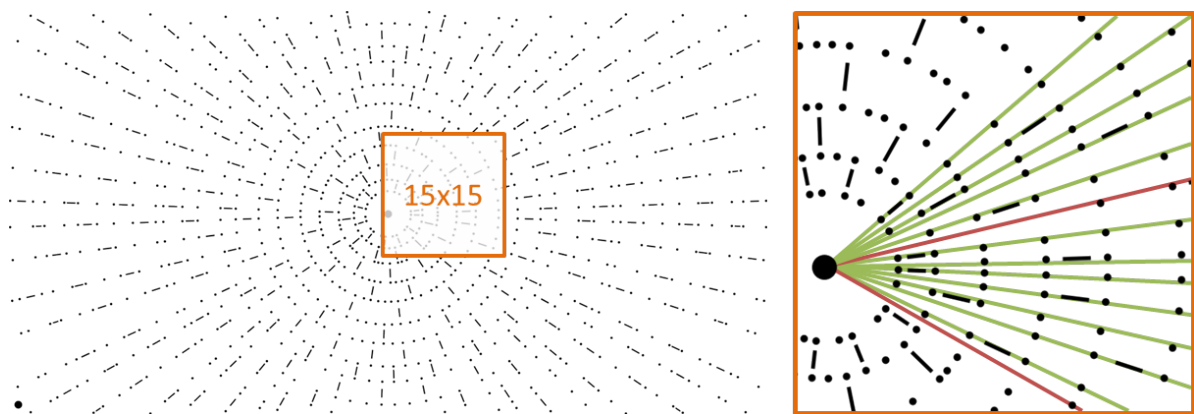


Abbildung 3.25.: *Links:* Markeranordnung mit $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$ -Ausschnitt im Zentrum. *Rechts:* Ausschnitt-Vergrößerung: Grüne Strahlen können aufgrund abgebildeten Stäbchen detektiert werden, während rote Strahlen aufgrund nicht abgebildeter Stäbchen „übersehen“ werden würden.

Strahl liegende Kügelchenmittelpunkte (z.B. A, B, C, D in Abb. 3.26) stets einen von allen anderen Vierergruppen auf demselben Strahl unterscheidbaren Doppelverhältniswert haben. Ebenso wurden die Strahlen so konstruiert, dass der Doppelverhältniswert von vier benachbarten Strahlen startend vom Mittelpunkt (z.B. a, b, c, d in Abb. 3.26) stets kennzeichnend, d.h. eindeutig, ist. Das bedeutet, dass jede Kugel einmal durch den Strahl, auf dem sie liegt, und die Position auf diesem Strahl eindeutig bestimmt ist. Sind somit vier benachbarte Strahlen mit jeweils mindestens vier benachbarten Punkten auf diesen Strahlen gegeben, kann jeder dieser Punkte eindeutig identifiziert werden. Dazu muss zunächst aufgrund des Doppelverhältnisses der vier Strahlen bestimmt werden, um welchen Strahl es sich handelt. Danach kann auf jedem Strahl der Doppelverhältniswert der jeweiligen vier Punkte auf dem Strahl berechnet werden und somit die Position der entsprechenden Kugel auf dem bereits kalkulierten Strahl abgeleitet werden.

Wie bereits erwähnt, sind die Stäbchen auf dem Muster unregelmäßig verteilt. Ihre Positionen auf der Kalibrierplatte sind aber durchaus bekannt. Diese Kenntnis kann dazu verwendet werden, bestimmte Winkel-Punkt-Kombinationen auszuschließen. Das verkleinert zum einen den Suchbereich, in dem die Doppelverhältnisse verglichen werden müssen, und zum anderen erhöht dies die Robustheit des Verfahrens gegenüber Detektionsschwächen. Außerdem gibt die Stäbchenposition, wie bereits erwähnt, Aufschluss über den Quadranten innerhalb des Musters.

3.2.3. Doppelverhältnis-Eindeutigkeit

Welche Punktabstanskombinationen führen zu denselben, welche zu unterschiedlichen Doppelverhältniswerten? Im Folgenden soll dieser theoretischen Frage ausführlich nachgegangen werden.

Das Doppelverhältnis ist also auf vier kollinearen Punkten A, B, C, D mit den Abständen $\overline{AB} = a$, $\overline{BC} = b$ und $\overline{CD} = c$ folgendermaßen definiert:

$$(ABCD) := \frac{(ABC)}{(ABD)} := \frac{\frac{\overline{AC}}{\overline{BC}}}{\frac{\overline{AD}}{\overline{BD}}} := \frac{\frac{(a+b)}{b}}{\frac{(a+b+c)}{(b+c)}}. \quad (3.3)$$

Als Definitionsbereich für die Abstände werden die natürlichen Zahlen gewählt, da es keine nega-

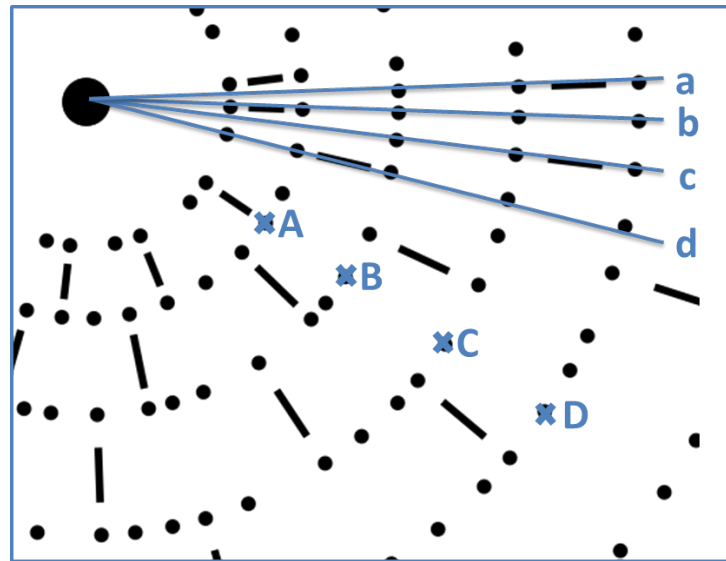


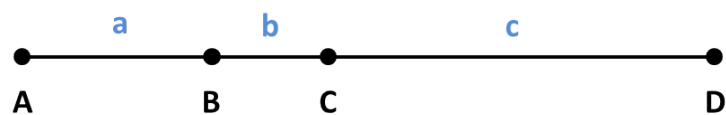
Abbildung 3.26.: Ausschnitt des Kalibrierungsmusters: Die Winkel von vier benachbarten Strahlen a, b, c, d haben stets einen eindeutig kennzeichnenden Doppelverhältniswert innerhalb des gesamten Musters. Ebenso haben vier benachbarte Punkte A, B, C, D auf einem Strahl einen eindeutigen Doppelverhältniswert innerhalb dieses Strahls. Somit kann jeder Kugelmittelpunkt eindeutig durch Bestimmung von Winkel- und Punktdoppelverhältnis identifiziert werden.

tiven Abstände gibt.

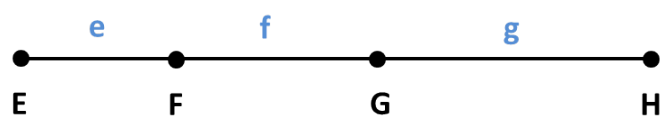
Ambiguität

Gesucht werden also Abstände zwischen kollinearen Punkten, die zu denselben Doppelverhältniswerten führen. Falls in einer Punktefolge ein Doppelverhältniswert mehrfach auftritt, kann nicht mehr eindeutig auf eine der 4er-Punkte-Gruppen zurückgeschlossen werden. Damit ist dieser Doppelverhältniswert mehrdeutig.

Sei nun eine Punktefolge A, B, C, D mit den Abständen a, b, c :



und eine Punktefolge E, F, G, H mit den Abständen e, f, g :



gegeben. Dann treten mehrdeutige Doppelverhältniswerte immer mindestens in den folgenden Fällen

auf:

Vielfaches Die Doppelverhältnisse $(ABCD)$ und $(EFGH)$ sind gleich, wenn a, b, c Vielfaches von e, f, g sind. Das heißt, es gilt:

$$e = a \cdot k \wedge f = b \cdot k \wedge g = c \cdot k \Rightarrow (ABCD) = (EFGH) \quad , k \in \mathbb{N}.$$

Beweis.

$$(ABCD) = \frac{\frac{(a+b)}{b}}{\frac{(a+b+c)}{(b+c)}} = \frac{\frac{(a+b) \cdot k}{b \cdot k}}{\frac{(a+b+c) \cdot k}{(b+c) \cdot k}} = \frac{\frac{(a \cdot k + b \cdot k)}{b \cdot k}}{\frac{(a \cdot k + b \cdot k + c \cdot k)}{(b \cdot k + c \cdot k)}} = \frac{\frac{(e+f)}{f}}{\frac{(e+f+g)}{(f+g)}} = (EFGH)$$

□

Inverse Die Doppelverhältnisse $(ABCD)$ und $(EFGH)$ sind gleich, wenn die Folge a, b, c invers zu e, f, g ist, d.h. dieselben Abstände in umgekehrter Reihenfolge auftreten. Demnach gilt:

$$e = c \wedge f = b \wedge g = a \Rightarrow (ABCD) = (EFGH).$$

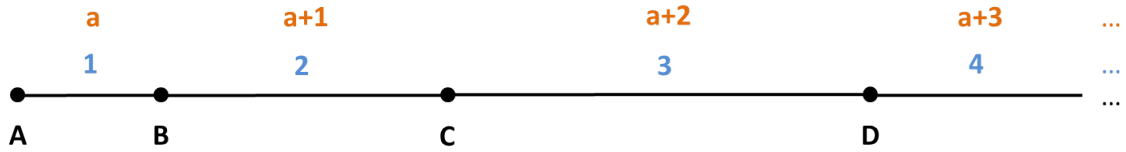
Beweis.

$$\begin{aligned} (ABCD) &= \frac{\frac{(a+b)}{b}}{\frac{(a+b+c)}{(b+c)}} \\ &= \frac{(a+b)}{b} \cdot \frac{(b+c)}{(a+b+c)} \\ &= \frac{(a+b)}{(a+b+c)} \cdot \frac{(b+c)}{b} \\ &= \frac{\frac{(b+c)}{b}}{\frac{(a+b+c)}{(a+b)}} \\ &= \frac{\frac{(f+e)}{f}}{\frac{(g+f+e)}{(g+f)}} \\ &= (EFGH) \end{aligned}$$

□

Eindeutigkeit

Interessant ist vor allem aber die Frage, welche Punktesequenzen zu stets eindeutigen Doppelverhältnissen führen. D.h., wie müssen Punkte angeordnet sein, dass ein einmal aufgetretener Doppelverhältnisswert *nie* wieder vorkommt. Aus dem vorangegangenen Abschnitt wissen wir, dass Vielfache einer 4er-Punkte-Gruppe nicht auftreten dürfen und ebenso nicht 4er-Punkte-Gruppen in umgekehrter Reihenfolge. Zwei mögliche Punkteabstandsfolgen, die diese beiden Einschränkungen erfüllen, sollen nun eingehender betrachtet werden.



Folge der natürlichen Zahlen Wählt man als Abstände zwischen den Punkten aufeinanderfolgende aufsteigende natürlichen Zahlen 1, 2, 3, 4, ..., wie in folgender Darstellung schematisch dargestellt, so wird es weder Vielfache einer 4er-Gruppe noch Inverse geben.

Man kann zeigen, dass die Doppelverhältniswerte einer solchen Punktesequenz zu $\frac{4}{3}$ konvergieren:

Beweis.

$$\lim_{a \rightarrow \infty} (ABCD) = \lim_{a \rightarrow \infty} \frac{\frac{(a+b)}{b}}{\frac{(a+b+c)}{(b+c)}} = \lim_{a \rightarrow \infty} \frac{\frac{(a+a+1)}{(a+1)}}{\frac{(a+a+1+a+2)}{(a+1+a+2)}} = \lim_{a \rightarrow \infty} \frac{\frac{a}{(a+1)} + 1}{\frac{a}{(2a+3)} + 1} = \frac{1 + 1}{\frac{1}{2} + 1} = \frac{4}{3}$$

□

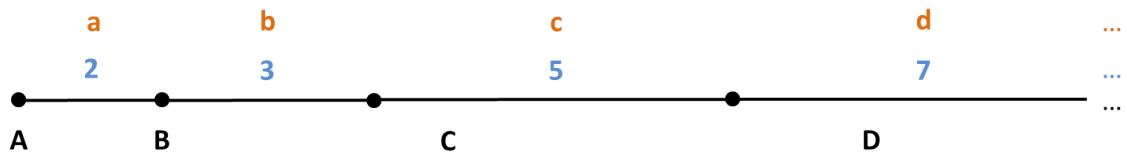
Dennoch bleiben die Doppelverhältniswerte innerhalb einer solchen Punktesequenz stets eindeutig. Das heißt, es gilt für eine beliebige Punktefolge A, B, C, D mit den Abständen $a, (a+1), (a+2)$ und einer beliebigen anderen Punktefolge A', B', C', D' mit den Abständen $(a+i), (a+1+i), (a+2+i)$ für ein $i > 0$, dass die Doppelverhältnisse $(ABCD)$ und $(A'B'C'D')$ stets ungleich sind.

Beweis.

$$\begin{aligned} (ABCD) &= (A'B'C'D') \\ \frac{\frac{a+(a+1)}{(a+1)}}{\frac{a+(a+1)+(a+2)}{(a+1)+(a+2)}} &= \frac{\frac{(a+i)+(a+1+i)}{(a+1+i)}}{\frac{(a+i)+(a+1+i)+(a+2+i)}{(a+1+i)+(a+2+i)}} \\ \frac{\frac{(2a+1)}{(a+1)}}{\frac{(3a+3)}{(2a+3)}} &= \frac{\frac{(2a+1)+2i}{(a+1)+i}}{\frac{(3a+3)+3i}{(2a+3)+2i}} \\ \frac{(2a+1)}{(a+1)} \cdot \frac{(3a+3)+3i}{(2a+3)+2i} &= \frac{(2a+1)+2i}{(a+1)+i} \cdot \frac{(3a+3)}{(2a+3)} \\ \frac{(6a^2+3a+6a+3+6ai+3i)}{(2a^2+2a+3a+3+2ai+2i)} &= \frac{(6a^2+3a+6a+3+6ai+6i)}{(2a^2+2a+3a+3+2ai+3i)} \\ \frac{(6a^2+9a+3+6ai+3i)}{(2a^2+5a+3+2ai+2i)} &= \frac{(6a^2+9a+3+6ai+6i)}{(2a^2+5a+3+2ai+3i)} \\ \frac{3 \cdot (2a^2+3a+1+2ai+i)}{(2a^2+5a+3+2ai+2i)} &= \frac{3 \cdot (2a^2+3a+1+2ai+2i)}{(2a^2+5a+3+2ai+3i)} \\ 8a^2i+14ai+6i+8ai^2+3i^2 &= 8a^2i+16ai+8i+8ai^2+4i^2 \\ 14ai+6i+3i^2 &= 16ai+8i+4i^2 \\ 0 &= 2ai+2i+i^2 \\ \Rightarrow (i=0) \vee (i=-2a-2 < 0) &\quad \nexists \end{aligned}$$

□

Folge der Primzahlen Ähnliches ist für die Folge der Primzahlen zu beobachten, wenn man sie als Punktabstände wählt:



Auch hier tauchen im Laufe der Folge weder Vielfache voneinander noch inverse Sequenzen auf und auch hier konvergieren die Doppelverhältniswerte gegen $\frac{4}{3}$.

Ich nehme an dieser Stelle stark an, dass für eine beliebige Punktfolge A, B, C, D mit den Abständen a, b, c und einer beliebigen anderen Punktfolge E, F, G, H mit den Abständen e, f, g gilt, dass die Doppelverhältnisse $(ABCD)$ und $(EFGH)$ stets ungleich sind. Einen hierzu passenden Beweis kann ich leider nicht liefern, da unter anderem keine Formel bekannt ist, nach der man alle Primzahlen nacheinander bilden bzw. aufzählen kann.

3.3. Ausblick: Musteroptimierung

Im Folgenden soll auf mögliche künftige Optimierungen des Musters eingegangen werden, die ich aufgrund der hohen Kosten, die mit der wiederholten Herstellung einer prototypischen Markerplatte verbunden wären, nicht selbst in die Tat umsetzen konnte. Ich beschreibe also Ideen, die in weiterführenden Arbeiten, die sich möglicherweise an meine anschließen, verfolgt werden können. Thematisch erschien es mir sinnvoller dies hier zu behandeln, als im eigentlich dafür vorgesehenen Kapitel 7 am Ende der Arbeit, welches weitere Ideen für zukünftige Arbeiten nennt.

Das im vorangegangenen Abschnitt beschriebene Zuordnungsprinzip hängt auch von der Genauigkeit der Markerdetektion ab. Verschobene, d.h. ungenau lokalisierte, Punkte oder Strahlen auf dem 2D-Bild können die zu berechnenden Doppelverhältniswerte verfälschen. Bei der Abstandsbestimmung von Kugeln und Winkel wurde lediglich darauf geachtet, dass die Doppelverhältniswerte sich unterscheiden, d.h., die Doppelverhältnis-Differenz untereinander größer 0 ist. Besser wäre es aber, die Abstände so zu wählen, dass ein Mindestabstand zwischen den Doppelverhältnissen stets eingehalten wird.

3.3.1. Starre Doppelverhältnis-Distanz

Die Abstände sowohl zwischen Kugeln als auch Winkeln können weiterhin nach den Algorithmen 1 und 2 bestimmt werden, aber in Zeile 9 muss die 0 in der Bedingung jeweils durch einen Mindestabstand d_{min} ausgetauscht werden. Auch ist es sinnvoll, die Algorithmen so anzupassen, dass eine Tiefensuche durchgeführt wird. D.h. es werden letztlich *alle* möglichen 4-er-Kombinationen an Punkten und Winkeln solange durchsucht, bis das Mindestabstandskriterium erfüllt ist. Insgesamt ist es so möglich Detektionsschwächen effektiver auszugleichen, da durch den Mindestabstand zwischen den Doppelverhältnissen die Unterscheidbarkeit dieser erhöht wird. Da der beschriebene Algorithmus stets größere Punktabstände bevorzugt, d.h. solche zuerst prüft, führt die Wahl der ersten Punktekombination, die das Mindestabstandskriterium an allen Stellen erfüllt, auch zu dem Ergebnis, welches von innen nach außen die größtmöglichen Punktabstände vorweist. Dies ist erwünscht, da-

mit das Muster im Zentrum möglichst wenig dicht ist. Es stellt sich nun die Frage, wie der besagte Mindestabstand d_{min} für Punkte bzw. Winkel gewählt werden sollte.

Punkte

Im Folgenden soll dies zunächst für Punkte und danach für Winkel erörtert werden. Bei Punktabständen zwischen 1 cm und 3 cm liegen die möglichen Doppelverhältniswerte zwischen 1,06667 und 2,28571. Bei 23 Kugelpositionen, die auf einer Länge von etwa 56 cm zu belegen sind, und somit 20 Doppelverhältniswerten, die sich daraus berechnen lassen, können die Werte im besten Fall um 0,053 voneinander abweichen. Leider ist dies aber nur eine Obergrenze, da man zwar Punktabstandskombinationen finden mag, deren Doppelverhältnisse um diesen Wert voneinander abweichen, aber damit ist noch nicht geklärt, ob und wie sich diese Kombinationen aneinanderreihen lassen. Hat man z.B. eine Punktabstandskombination „1 - 2,2 - 3“ (also 4 Punkte, die in einem Abstand von 1 cm, 2,2 cm und 3 cm kollinear positioniert sind) mit einem Doppelverhältniswert 1,21994 und eine Kombination „3 - 2,2 - 1,4“ mit einem Doppelverhältniswert 1,28926, weichen diese zwar um mehr als 0,053 ($|1,21994 - 1,28926| = 0,06932$) voneinander ab, aber sie lassen sich nicht aneinanderreihen. So würde man nämlich auch die Kombinationen „2,2 - 3 - 3“ und „3 - 3 - 2,2“ erhalten, deren Doppelverhältniswerte beide bei 1,26829 liegen und somit nicht mehr irgendeinen Mindestabstand aufweisen, da sie sich um 0 voneinander unterscheiden.

Deshalb habe ich den Algorithmus 1 so angepasst, dass eine Tiefensuche auf allen Punktabstandskombinationen ausgeführt wird. Die Liste der möglichen Kugelabstände wurde willkürlich und rein beispielhaft folgendermaßen gewählt: $M_{KA} = \{1,0 \text{ cm}, 1,5 \text{ cm}, 2,0 \text{ cm}, 2,5 \text{ cm}, 3,0 \text{ cm}\}$. Mit Hilfe des Algorithmus konnte eine Kugelbelegung gefunden werden, bei der die Doppelverhältnisse um mindestens 0,01 voneinander abweichen. Größere Mindestabstände ließen sich innerhalb des gewünschten Abstandsintervalls und der gewählten M_{KA} -Liste nicht erreichen. Die gefundenen Abstände bzw. Kugelpositionen und ihre Doppelverhältnisse sind in Tabelle 3.4 zu finden.

Winkel

Dasselbe Vorgehen kann nun auch auf die Winkel angewendet werden. Bei Winkeln zwischen 4° und 7° liegen die Doppelverhältnisse im Bereich zwischen 1,15427 und 1,689. Das bedeutet, dass bei etwa 15 Winkelabständen, die zu finden sind, höchstens ein Mindestabstand von 0,036 erwartet werden darf. Auch dieser Wert ist aber mit Vorsicht zu genießen, da auch hier das eigentliche Problem die Aneinanderreihung ist. Nach Erweiterung des Algorithmus 2 mit einer Tiefensuche konnte eine Winkelbelegung gefunden werden, bei der die Doppelverhältnisse einen Mindestabstand von 0,02 aufweisen. Die Liste der möglichen Winkelabstände wurde willkürlich folgendermaßen gewählt: $M_{WA} = \{4,0^\circ, 5,0^\circ, 6,0^\circ, 7,0^\circ\}$. Auch hier ist ein größerer Mindestabstand nicht möglich. Tabelle 3.5 listet die gefundene Winkelbelegung und deren Doppelverhältniswerte auf.

Maximaler Detektionsfehler

Nun wäre es auch interessant zu wissen, wie groß der Fehler bei der Markerdetektion (Punkte und Winkel) sein darf, so dass dieser durch den Mindestabstand ausgeglichen werden kann. Um dies zu berechnen, wurde ein solcher Fehler F durch eine Gaußverteilung mit der Standardabweichung σ modelliert und auf jeden der Punkte $X_i, i = 1, 2, \dots, n$ bzw. Winkel addiert, bevor der Doppelverhältniswert $D(X_i, X_{i+1}, X_{i+2}, X_{i+3})$ berechnet wurde. Damit konnte der Erwartungswert E der

| Position | Abstand zum Mittelpunkt | Doppelverhältnis |
|----------|-------------------------|------------------|
| 1 | 3,0 | 1,33333 |
| 2 | 6,0 | 1,29412 |
| 3 | 9,0 | 1,42353 |
| 4 | 11,5 | 1,26042 |
| 3 | 14,5 | 1,375 |
| 6 | 17,0 | 1,23077 |
| 7 | 19,5 | 1,71429 |
| 8 | 21,0 | 1,2 |
| 9 | 24,0 | 1,25 |
| 10 | 27,0 | 1,5625 |
| 11 | 29,0 | 1,15385 |
| 12 | 29,6 | 1,8 |
| 13 | 32,0 | 1,17857 |
| 14 | 33,5 | 1,32 |
| 15 | 36,5 | 1,5 |
| 16 | 39,0 | 1,11111 |
| 17 | 41,0 | 2,28571 |
| 18 | 44,0 | 1,09091 |
| 19 | 45,0 | 1,61538 |
| 20 | 48,0 | 1,16667 |
| 21 | 49,5 | 2,0 |
| 22 | 51,5 | 1,14286 |
| 23 | 52,5 | - |
| 24 | 55,5 | - |
| 24 | 58,5 | - |

Tabelle 3.4.: Optimierte Kugelpositionen und deren Doppelverhältniswerte

Abweichung des neuen Doppelverhältniswertes zum ursprünglichen berechnet werden:

$$E = \frac{1}{n-3} \sum_{i=1}^{n-3} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} |D(X_i + F_i, \dots, X_{i+3} + F_{i+3}) - D(X_i, \dots, X_{i+3})| \cdot p(F_i)p(F_{i+1})p(F_{i+2})p(F_{i+3}) dF_i dF_{i+1} dF_{i+2} dF_{i+3} . \quad (3.4)$$

Bei einem Doppelverhältnis-Mindestabstand von 0,01 für Punktabstände müsste dieser Erwartungswert bei höchstens $E = 0,01/2,0 = 0,005$ liegen, damit der Fehler korrekt ausgeglichen werden kann. Dies ist bei einem durchschnittlichen Detektionsfehler von $\sigma = 0,1 \text{ mm}$ möglich und nahezu alle (99,73%) Fehler müssen unter 0,3 mm bleiben. Für Winkel ist bei einem Doppelverhältnis-Mindestabstand von 0,02 entsprechend ein Detektionsfehler von höchstens $0,6^\circ$ erlaubt. In diesem Fall liegt der Erwartungswert bei 0,01 und lässt sich mit dem Winkel-Doppelverhältnis-Mindestabstand effektiv ausgleichen.

In beiden Fällen ist eine solch hohe Detektionsgenauigkeit nur sehr schwer zu erreichen. Es muss also davon ausgegangen werden, dass größere Detektionsfehler auftreten und das Doppelverhältniskriterium ins Wanken bringen. Im Falle der Winkelzuordnung kann die Eindeutigkeit durch die

| Position | Winkel zur Horizontalen | Doppelverhältnis |
|----------|-------------------------|------------------|
| 1 | 4 | 1,24819 |
| 2 | 8 | 1,5046 |
| 3 | 13 | 1,22472 |
| 4 | 17 | 1,42878 |
| 3 | 23 | 1,32883 |
| 6 | 28 | 1,20464 |
| 7 | 34 | 1,55242 |
| 8 | 41 | 1,35387 |
| 9 | 45 | 1,18099 |
| 10 | 50 | 1,689 |
| 11 | 57 | 1,15427 |
| 12 | 61 | 1,62461 |
| 13 | 68 | 1,27817 |
| 14 | 72 | - |
| 15 | 78 | - |
| 16 | 85 | - |

Tabelle 3.5.: Optimierte Winkelabstände und deren Doppelverhältniswerte

Position der Stäbchen erreicht werden. Falls also aufgrund von ungenauer Detektion mehrere Doppelverhältniswerte in Frage kommen, können die falschen Winkel dadurch ausgeschlossen werden, dass die Stäbchenposition (Abstand zum Mittelpunkt) miteinbezogen wird. Auf diese Weise ist es möglich eine eindeutige Zuordnung zu erreichen. Im Falle der Punktezuordnung bleibt lediglich die Möglichkeit, mit Redundanzen zu arbeiten, d.h. es können im Normalfall mehrere Doppelverhältnisse berechnet werden und falsche bzw. unklare Zuordnungen lassen sich so leicht ausschließen bzw. fallen im schlimmsten Fall nur wenig ins Gewicht.

3.3.2. Adaptive Doppelverhältnis-Distanz

Im Folgenden werde ich die Frage behandeln, ob es möglich ist, eine Punktabstandsfolge zu finden, die auch bei großen zu erwartenden Detektionsungenauigkeiten zu eindeutigen Zuordnungen führt. In diesem letzten Abschnitt zu Optimierungsmöglichkeiten des Musters wird also erörtert, wie sich eine solche Punktefolge konstruieren lässt. Dafür werde ich die in Abschnitt 3.2.2 getroffenen Entscheidungen bzw. Richtlinien bezüglich Kugeldurchmesser (3 mm) und gewünschten Punktabständen ($1\text{ cm} - 3\text{ cm}$) etwas „aufweichen“ bzw. erweitern. Angenommen wir verwenden Kugeln mit einem Durchmesser von 2 mm , dann wäre der maximal zu erwartende Detektionsfehler $2\text{ mm} : 2 = 1\text{ mm}$. Da man davon ausgehen kann, dass ein Marker nie außerhalb seines Abbildungsbereiches detektiert wird, ist eine schlechtere Bestimmung des Markermittelpunktes nicht zu erwarten. Gehen wir nun davon aus, dass der Detektionsfehler normalverteilt auftritt. Dann kann man näherungsweise sagen, dass im Intervall $\pm 3\sigma$ der Abweichung vom Mittelwert, welchen wir bei 0 mm annehmen, 99,73% aller Detektionsfehler zu finden sind. Das bedeutet nun, dass bei einem maximalen Detektionsfehler von $1\text{ mm} = 3\sigma$ folgt $\sigma = \frac{1}{3}\text{ mm}$.

Seien nun vier kollineare Punkte A, B, C, D gegeben, dann sieht die zugehörige Kovarianzmatrix C , unter der berechtigten Annahme, dass alle vier Fehler unabhängig voneinander und gleich auftreten, folgendermaßen aus:

$$C = \begin{pmatrix} \sigma_A^2 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \sigma_B^2 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \sigma_C^2 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \sigma_D^2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{3} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{3} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{3} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{3} \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \frac{1}{9} & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \frac{1}{9} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & \frac{1}{9} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1}{9} \end{pmatrix}$$

Da A, B, C, D auf einem Strahl liegen und lediglich die Abstände zwischen diesen relevant sind, können wir die Punkte auch als eindimensionale Punkte entlang eines Strahls, d.h. mit nur einer Koordinate, beschreiben. Damit kann das Doppelverhältnis als differenzierbare Funktion $f : \mathbb{R}^4 \rightarrow \mathbb{R}$ gegeben durch

$$f(A, B, C, D) = \frac{\frac{C-A}{C-B}}{\frac{D-A}{D-B}} = \frac{(C-A) \cdot (D-B)}{(C-B) \cdot (D-A)}$$

definiert werden. Nun sieht die zugehörige Jacobi-Matrix J_f so aus:

$$J_f(A, B, C, D) = \begin{bmatrix} \frac{\partial f}{\partial A} & \frac{\partial f}{\partial B} & \frac{\partial f}{\partial C} & \frac{\partial f}{\partial D} \end{bmatrix},$$

mit

$$\frac{\partial f}{\partial A} = \frac{(B-D) \cdot (C-D)}{(B-C) \cdot (A-D)^2},$$

$$\frac{\partial f}{\partial B} = \frac{(A-C) \cdot (C-D)}{(B-C)^2 \cdot (A-D)},$$

$$\frac{\partial f}{\partial C} = \frac{(A-B) \cdot (B-D)}{(B-C)^2 \cdot (A-D)},$$

$$\frac{\partial f}{\partial D} = \frac{(A-B) \cdot (B-D)}{(B-C) \cdot (A-D)^2}.$$

Da wir nun die Unabhängigkeit der fehlerbehafteten Punkte annehmen können, lässt sich nach dem generalisierten Fehlerfortpflanzungsgesetz [13] die Kovarianzmatrix von $C_f \in \mathbb{R}^{1 \times 1}$ folgendermaßen bestimmen:

$$\begin{aligned} C_f(A, B, C, D) &= J_f(A, B, C, D) \cdot C \cdot J_f^T(A, B, C, D) \\ &= \left[\frac{(A-B)^2 \cdot (A-C)^2 \cdot \sigma^2}{(B-C)^2 \cdot (A-D)^4 \cdot \sigma^2} + \frac{(A-B)^2 \cdot (B-D)^2 \cdot \sigma^2}{(B-C)^4 \cdot (A-D) \cdot \sigma^2} \right. \\ &\quad \left. + \frac{(A-C)^2 \cdot (C-D)^2 \cdot \sigma^2}{(B-C)^4 \cdot (A-D)^2 \cdot \sigma^2} + \frac{(B-D)^2 \cdot (C-D)^2 \cdot \sigma^2}{(B-C)^2 \cdot (A-D)^4 \cdot \sigma^2} \right]. \end{aligned}$$

Nun erhält man die Unsicherheit oder die Abweichung e_f von f , d.h. dem Doppelverhältniswert, aus der dreifachen (wegen $\mu = 3\sigma$) Wurzel des Diagonalelements:

$$e_f(A, B, C, D) = 3 \cdot \sqrt{\text{diag}(C_f(A, B, C, D))}.$$

Es wird nun eine Punktabstandsfolge $A_0, A_1, A_2, \dots, A_n$ einer Mindestlänge von 56 cm und ihre Doppelverhältnisliste D_0, D_1, D_2, \dots mit $D_i = D(A_i, A_{i+1}, A_{i+2}, A_{i+3})$ gesucht, deren Abweichungen $e_i = e_f(A_i, A_{i+1}, A_{i+2}, A_{i+3})$ an jeder Stelle A_i nie so groß sind, dass sie innerhalb der Abweichung einer anderen Stelle liegen. Das bedeutet, dass für jedes Doppelverhältnis D_i an der Stelle A_i gilt:

$$|D_i - D_j| > |e_i + e_j| \quad , \forall j \in \{0..n\} \wedge i \neq j. \quad (3.5)$$

Damit ist gewährleistet, dass auch bei einem maximalen Detektionsfehler der Kugelmarker die eindeutige Zuordnung aufgrund des Doppelverhältniswertes möglich ist, da dieser nie so sehr abweicht, dass er mit einem anderen Doppelverhältniswert verwechselt werden kann. Dafür ist notwendig, den Zuordnungsalgorithmus so anzupassen, dass zusätzlich zu jedem Doppelverhältnis D_i auch seine maximale Abweichung e_i gespeichert und bei jeder Entscheidung gemäß Gleichung 3.5 berücksichtigt wird.

Um nun eine solche Punktabstandsfolge zu finden, die die obengenannten Kriterien erfüllt, kann man folgendermaßen vorgehen: Zunächst bestimmt man eine Menge möglicher Kugelabstände M_{KA} . Nun werden alle möglichen Punktabstandskombinationen a_i, a_{i+1}, a_{i+2} der Länge 3 aus dieser Menge gebildet. Das bedeutet letztlich, dass man jeweils 4 benachbarte Punkte $A_i, A_{i+1}, A_{i+2}, A_{i+3}$ in allen möglichen Anordnungen bzw. Abständen bestimmt. Auf diesen jeweils 3 Abständen mit dem Anfangspunkt A_i lässt sich nun jeweils der Doppelverhältniswert D_i und die Abweichung e_i (für $\sigma = \frac{1}{3} \text{ mm}$) berechnen. Nun wählt man die 3 Abstände mit der minimalen Abweichung aus. Um den nächsten Punkt in der Reihe zu bestimmen, werden die letzten 2 Abstände a_{i+1}, a_{i+2} betrachtet und alle möglichen Kombinationen dieser mit einem neuen Abstand untersucht. Hat man zum Beispiel die Abstände 20 mm, 35 mm, 40 mm im vorherigen Schritt bestimmt, so betrachtet man nun die Kombinationen von 35 mm, 40 mm mit allen Elementen a_x aus M_{KA} . Nun wird geprüft, ob das in Gleichung 3.5 definierte Doppelverhältnisabstandskriterium für die neue Kombination a_{i+1}, a_{i+2}, a_x zutrifft. Aus allen Kombinationen, auf die das Kriterium zutrifft, wählt man die Abstandsfolge a_{i+1}, a_{i+2}, a_x aus, die die „beste“ Abweichung aufweist. Es seien $e'_x = e_f(A_i, A_{i+1}, A_{i+2}, A_{i+2} + a_x)$ die Abweichung der Abstandsfolge a_{i+1}, a_{i+2}, a_x und $D'_x = D(A_i, A_{i+1}, A_{i+2}, A_{i+2} + a_x)$ der zugehörige Doppelverhältniswert. Dann gibt es drei verschiedene Varianten, um die „beste“ neue Abstandsfolge zu bestimmen:

1. *Minimale Abweichung (minDev)*: Die minimale Abweichung $\min_x(e_x)$ wird gesucht.
2. *Maximaler Abstand (maxGap)*: Die Distanz zwischen den Doppelverhältnissen wird maximiert und die Summe der zugehörigen Abweichungen gering gehalten: $\max_x(|D'_x - D_j| - (e'_x + e_j))$.
3. *Minimaler Abstand (denseGap)*: Der Abstand zwischen den Doppelverhältnissen wird maximal ausgenutzt: $\min_x(|D'_x - D_j| - (e'_x + e_j))$.

Der aufgrund eines dieser Kriterien ausgewählte neue Abstand a_x wird übernommen und der Vorgang solange wiederholt, bis die Mindestlänge der Punktfolge (56 cm) erreicht ist. Falls es irgendwann keinen Abstand gibt, auf den das Kriterium 3.5 zutrifft, wird erneut mit der nächstbesten Startkombination (nächstgeringste Abweichung) begonnen.

In Tabelle 3.6 werden die nach dem vorgestellten Algorithmus maximal erreichbaren Längen der Punktfolgen oder -ketten mit verschiedenen M_{KA} für *minDev*, *maxGap* und *denseGap* gegenübergestellt. Zunächst einmal fällt auf, dass die Kettenlängen größer werden, je größer die Abstände gewählt

| M_{KA} [mm] | $maxDev$ [mm] | $maxGap$ [mm] | $denseGap$ [mm] |
|-------------------|---------------|---------------|-----------------|
| {10, 15, ..., 30} | 185 | 225 | 180 |
| {10, 14, ..., 30} | 164 | 236 | 228 |
| {10, 13, ..., 30} | 173 | 213 | 211 |
| {10, 12, ..., 30} | 182 | 252 | 236 |
| {10, 11, ..., 30} | 195 | 265 | 249 |
| {10, 15, ..., 40} | 225 | 430 | 345 |
| {10, 14, ..., 40} | 212 | 432 | 408 |
| {10, 13, ..., 40} | 232 | 453 | 438 |
| {10, 12, ..., 40} | 270 | 472 | 382 |
| {10, 11, ..., 40} | 289 | 499 | 423 |
| {10, 15, ..., 50} | 305 | 565 | 485 |
| {10, 14, ..., 50} | 314 | 588 | 574 |
| {10, 13, ..., 50} | 314 | 593 | 569 |
| {10, 12, ..., 50} | 384 | 574 | 566 |
| {10, 11, ..., 50} | 375 | 579 | 564 |

Tabelle 3.6.: Maximale Kettenlängen für unterschiedliche M_{KA} und $minDev$, $maxGap$ und $denseGap$.

werden. Im Folgenden soll dieser Umstand kurz erläutert werden. Setzt man $A = 0$, $B = x \cdot d$, $C = y \cdot d$ und $D = z \cdot d$ in $e_f(A, B, C, D)$ mit $\sigma = \frac{1}{3}$ ein, erhält man folgende Gleichung:

$$e_f(0, x \cdot d, y \cdot d, z \cdot d) = \sqrt{2w} \cdot \frac{1}{d}, \quad \text{mit}$$

$$w = \frac{y^2(y-z)^2z^2 - xy(y-z)^2(y+z) + x^4(y^2 - yz + z^2)}{(x-y)^4z^4} + \frac{x^3(-2y^3 + y^2z + yz^2 - 2z^3) + x^2(y^4 + y^3z - 3y^2z^2 + yz^3 + z^4)}{(x-y)^4z^4}.$$

Anhand dieser Gleichung lässt sich nun erkennen, dass die Abweichung e_f umgekehrt proportional zu d ist. Das bedeutet, dass z.B. die Punkte (0, 1, 2, 3) (auf einem eindimensionalen Strahl) zwar dasselbe Doppelverhältnis wie die Punkte (0, 2, 4, 6) (s. auch Abschnitt 3.2.3) aufweisen, aber eine doppelt so große Abweichung bei einem maximalen Detektionsfehler von 1 mm besitzen. Daraus lässt sich schließen, dass größere Abstände zu kleineren Abweichungen und damit zu längeren Ketten führen. Dennoch dürfen die Abstände nicht beliebig groß gewählt werden, da gewährleistet sein muss, dass in einem 15 cm × 15 cm-Ausschnitt des Bildes genügend Kügelchen abgebildet werden. Das bedeutet, dass 4 aufeinanderfolgende Kugeln niemals in der Summe um mehr als ca. 15 – 20 cm auseinanderliegen dürfen. Deshalb wurde der maximale Punktabstand bei 5 cm (5 cm · 3 = 15 cm) gewählt.

Aus der Tabelle kann man auch schließen, dass eine höhere Anzahl der Elemente in M_{KA} (bei gleichem Maximalwert) nicht unbedingt zu einer längeren Punktfolge führt. So erhält man mit $M_{KA} = \{10 \text{ mm}, 14 \text{ mm}, \dots, 40 \text{ mm}\}$ eine längere Kette, nämlich 408 mm, als mit der mächtigeren Menge $M_{KA} = \{10 \text{ mm}, 12 \text{ mm}, \dots, 40 \text{ mm}\}$, welche nur eine Länge von 382 mm erreicht.

Weiterhin sieht man in der Tabelle, dass $maxGap$ leicht längere Ketten liefert als $denseGap$. Dies ist ein Hinweis darauf, dass es bei dem vorgestellten iterativen Vorgehen vorteilhafter ist, die Dop-

| Position | Punktcoordinate [mm] | Doppelverhältnis | Abweichung |
|----------|------------------------|------------------|------------|
| 0 | 0 (Muster-Mittelpunkt) | 1.46154 | 0.0482767 |
| 1 | 24 | 1.20635 | 0.0161099 |
| 2 | 50 | 1.33333 | 0.0198762 |
| 3 | 150 | 1.28571 | 0.0183151 |
| 4 | 100 | 1.38462 | 0.0271312 |
| 5 | 200 | 1.24528 | 0.0214005 |
| 6 | 240 | 1.58055 | 0.0536479 |
| 7 | 280 | 1.1625 | 0.0169559 |
| 8 | 306 | 1.71301 | 0.0726767 |
| 9 | 346 | 1.12375 | 0.0148463 |
| 10 | 368 | 1.90703 | 0.10506 |
| 11 | 408 | 1.0875 | 0.0126299 |
| 12 | 426 | 2.18012 | 0.163909 |
| 13 | 466 | 1.05942 | 0.0112122 |
| 14 | 480 | 2.67907 | 0.301966 |
| 15 | 518 | - | - |
| 16 | 528 | - | - |
| 17 | 566 | - | - |

Tabelle 3.7.: Optimale Kugelpositionen, deren Doppelverhältnis- und Unsicherheitswerte für einen maximalen Detektionsfehler von 1 mm.

pelverhältnisse möglichst weit auseinander zu wählen und nicht möglichst dicht aneinander zu legen. *maxDev* liefert hier die schlechtesten Ergebnisse.

Das Erreichen der Kettenmindestlänge ist aber nur ein notwendiges Kriterium, um die beste Punktfolge aus den generierten auszusuchen. Die optimale Kette sollte zwar die Mindestlänge erreichen, aber sie muss nicht die längste der gefundenen Ketten sein. Wichtiger ist es, dass die Doppelverhältniswerte möglichst weit auseinander liegen. Deshalb sollte besser eines der beiden folgenden Werte als hinreichendes Kriterium herangezogen werden:

1. Durchschnittlicher Abstand zwischen den Doppelverhältniswerten (*meanDiff*): Die Doppelverhältnisabstände sollen im Mittel möglichst groß sein.
2. Kleinster Abstand zwischen den Doppelverhältniswerten (*minDiff*): Der minimale Doppelverhältnisabstand (sozusagen „das schwächste Glied der Kette“) sollte möglichst hoch sein..

Nun wurden *meanDiff* und *minDiff* für die in Frage kommenden Ketten aus Tabelle 3.6 verglichen. Es konnte festgestellt werden, dass diese Werte untereinander wenig abweichen. Auch kann man anhand dieser nicht eindeutig sagen, welches Abstandskriterium eindeutig das beste ist. Für *meanDiff* liefert *maxGap* mit $M_{KA} = \{10, 11, \dots, 50\}$ das beste Ergebnis, während *denseGap* mit $M_{KA} = \{10, 12, \dots, 50\}$ den besten *minDiff*-Wert vorweist. Tabelle 3.7 listet nun diese letztgenannte Punktebelegung, die zugehörigen Doppelverhältnisse und Abweichungen beispielhaft auf.

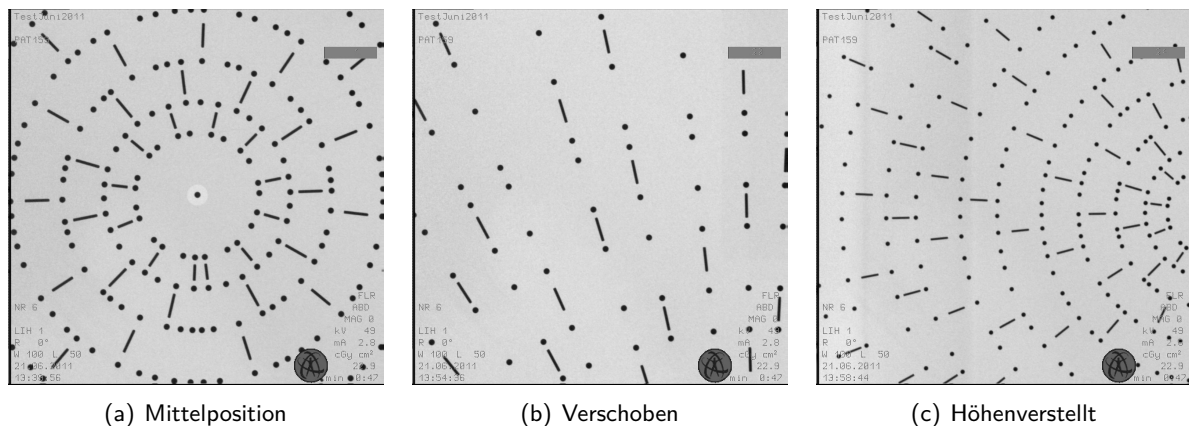


Abbildung 3.27.: C-Bogen-Aufnahmen der Kalibrierungsplatte aus unterschiedlichen Verschiebungs- und Höhenpositionen, erstellt mit einem Ziehm Flachbettdetektorgerät.

3.4. Marker

In Abschnitt 3.2.2 wurde beschrieben, dass Kügelchen mit einem Durchmesser von 3 mm und $1,6\text{ mm}$ -dicke Stäbchen in Längen variierend von 6 mm bis 12 mm als Kalibriermarken auf einer Acrylplatte verwendet wurden. Legt man nun diese Platte auf den Patiententisch und macht Durchleuchtungsaufnahmen davon, dann erhält man Projektionen dieser Marken: Kreise bzw. Ellipsen und längliche Vierecke. Abb. 3.27 zeigt beispielhaft drei solcher Aufnahmen mit unterschiedlichen Patientenverschiebungen und -tischhöhen. Die Aufnahmen wurden auf einem C-Bogen mit Flachbettdetektor der Firma Ziehm akquiriert. Dieser hat den Vorteil, dass die Bilder überall verzerrungsfrei erscheinen und die damit zusammenhängenden Probleme umgangen werden können.

Bezüglich der Kalibriermarken bleiben aber noch zwei Aufgaben zu lösen: zum einen die Detektion der Kügelchen und Stäbchen auf den 2D-Projektionen und zum anderen das visuelle Entfernen oder „Ausradieren“ derselben aus der Aufnahme. Die erste Aufgabe ist der Vorverarbeitungsschritt, auf dem die anschließende extrinsische Kalibrierung oder Pose Estimation aufbaut. Die zweite Aufgabe kann erst nach erfolgreicher Posenschätzung erfolgen. Das hängt damit zusammen, dass möglicherweise nicht alle Kalibriermarken auf Anhieb gefunden wurden und erst die Rückprojektion des Kalibrierungsmusters das Entfernen auch vorher undetektierter Marken ermöglicht. Diese Entfernung soll dazu dienen, dem Arzt ein möglichst unverfälschtes Bild zu liefern. In den folgenden beiden Abschnitten wird erläutert, wie die genannten Aufgaben in dieser Arbeit gelöst wurden.

3.4.1. Detektion

Die Markerdetektion muss mehrere Anforderungen erfüllen, um robust genug für den klinischen Einsatz zu sein. Im Folgenden sollen zunächst die Schwierigkeiten erläutert werden, die bei klinischen Aufnahmen während einer Bronchoskopie auftreten können. Danach wird ausführlich behandelt, in welchen Schritten zum einen die Detektion der Stäbchen und zum anderen die Detektion der Kügelchen erfolgt.

Herausforderungen

Die erste Herausforderung besteht darin, dass sowohl Kugeln als auch Stäbchen je nach Tischhöhe unterschiedliche Größen nach der Projektion aufweisen. Dies sieht man deutlich, wenn man Abb. 3.27(a) und 3.27(c) miteinander vergleicht. Auch kann sich die Form aufgrund von Rotationen des C-Bogens verändern. So werden die Kügelchen auf unregelmäßig verformte Ellipsen und Stäbchen auf nicht rechtwinklige Vierecke abgebildet. Wäre dies nicht so, könnte man einfach nach Kreisen und Vierecken mit festen Größen suchen.

Dann variiert auch die Dichte der Marker je nach Aufnahmeposition aufgrund des strahlenförmig aufgebauten Musters. Man kann also nicht einfach aufgrund der Anzahl der detektierten Marker rückschließen, ob zu viele oder zu wenige Marker detektiert wurden.

Ein weiteres Problem stellt häufig die Qualität der Aufnahme selbst dar. Da der intraoperative Einsatz angestrebt wird und in Operationssälen die Übertragung der Bilder über eine Internetverbindung eher problematisch ist, wurden die Bilder im Rahmen dieser Arbeit meist über einen Framegrabber direkt vom Monitor abgefasst. Das bedeutet wiederum, dass wir es hier mit analogen Aufnahmen der Größe $576\text{ px} \times 768\text{ px}$ zu tun haben. Auch dies stellt die Robustheit eines Detektionsalgorithmus auf die Probe.

Die Hauptprobleme sind aber Überlagerungen des Musters, die durch Anatomie oder Instrumente verursacht werden. Wie in Abb. 3.27 zu sehen ist, sind die Kalibriermarken aus Stahl sehr gut kontrastiert und somit gut erkennbar auf der Durchleuchtungsaufnahme. Dieser Kontrast ist aber leider im klinischen Fall, wenn ein Patient auf dem Muster liegt, weitaus schlechter. Abb. 3.28 zeigt zwei Aufnahmen, bei denen ein Thoraxphantom auf die Kalibrierungsplatte gelegt wurde. Man sieht deutlich, dass gerade im Bereich der Wirbelsäule und des Herzens eine starke Beeinträchtigung des Kontrasts stattgefunden hat. Ähnliches gilt für vorhandene Instrumente, wie primär das Bronchoskop, aber auch Zangen, Katheter und anderes, überlagern die Kalibriermarker. Bei Überlagerung durch Instrumente ist im Gegensatz zur Überlagerung durch Anatomie mehrheitlich davon auszugehen, dass die Marker vollständig, d.h. nicht wiederherstellbar, überdeckt werden, da es sich hier häufig um Metallinstrumente handelt.

Algorithmus

Es wurden zwei verschiedene Methoden für die automatische Kugel- und Stäbchendetektion entwickelt. Diese sollen nun schrittweise vorgestellt werden.

Die **Punktdetektion** der Markermittelpunkte erfolgt in mehreren Teilschritten. Zunächst wird der Suchbereich eingeschränkt und dieser neue Bereich mit einer Gammakorrektur vorverarbeitet, um Marker, die in dunklen Bereichen liegen, besser sichtbar zu machen. Danach wird eine Kantendetektion durchgeführt. Die resultierenden Liniensegmente werden dann für eine Kreisapproximation verwendet. Die approximierten Kreise liefern sowohl den Markermittelpunkt als auch den -flächeninhalt. Im Folgenden wird detailliert auf diese Teilschritte eingegangen:

1. *ROI-Definition*: Da der Kontrastunterschied je nach Bildausschnitt variiert, wird das Bild schrittweise abgetastet und rechteckige, leicht überlappende Regionen ausgeschnitten (s. auch Abb. 3.29). Die Größe der Regionen sollte von der Bildgröße abhängen. Bei den im Rahmen dieser Arbeit oft verwendeten $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ -Bildern ist eine Größe von $250\text{ px} \times 250\text{ px}$ und einem Überlappungsbereich von 50 px zu allen Seiten sinnvoll. Diese Regions of Interest

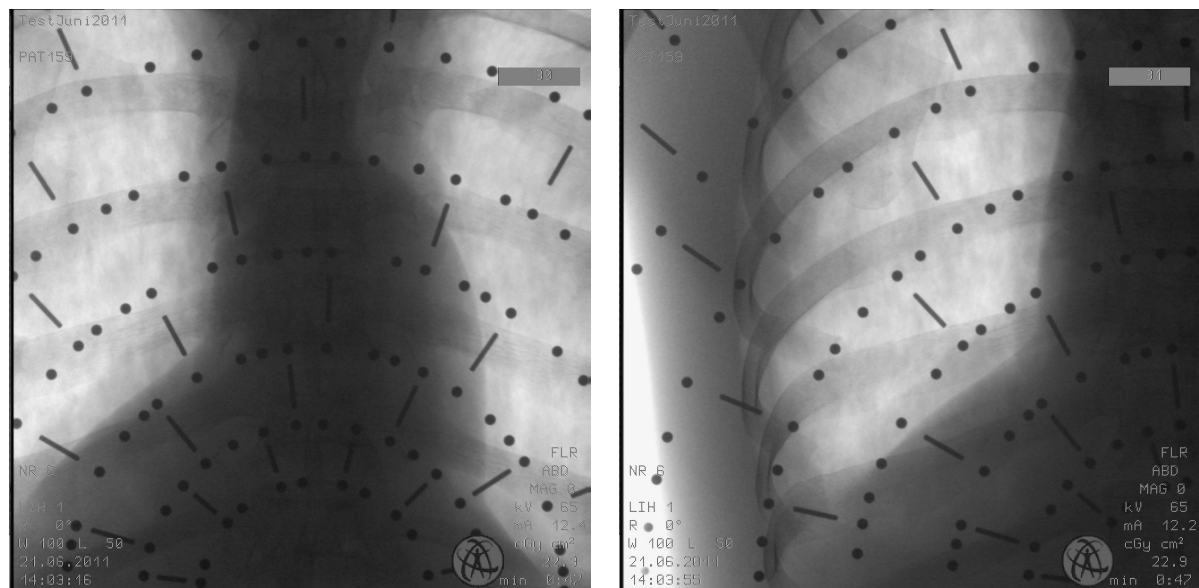


Abbildung 3.28.: C-Bogen-Aufnahmen mit Kalibrierungsplatte und Thorax-Phantom.

(ROIs, engl.: interessierender Bereich) werden nun einzeln behandelt, was vor allem der im nächsten Schritt erfolgenden Gammakorrektur dienlich ist.

2. *Gammakorrektur*: Der ausgewählte Bereich wird nun anhand einer Gamma-Lookup-Table (LUT, engl.: Nachschlagetabelle) transformiert. Somit werden die dunklen Schatten, die aufgrund von Anatomieüberlagerung auftreten, aufgehellt und die darunterliegenden Marker besser sichtbar gemacht (s. Abb. 3.30).
3. *Canny-Edge-Kantendetektion*: Nach einer Median-Filterung (s. Abb. 3.31(a)), folgt eine subpixelgenaue Kantendetektion mit dem Canny-Edge-Operator [26]. Die zurückgelieferten Konturen werden dann geschlossen, so dass zusammenhängende Linienzüge entstehen (s. Abb. 3.31(b)).
4. *Liniensegmentierung*: Dann werden diese Linienzüge nach Glättung durch eine Polygonapproximation nach Ramer [113] zu Linien und Kreisbögen segmentiert. Die segmentierten Kreisbögen werden dann aus dieser Menge aussortiert. Außerdem werden die Kreisbögen nach ihrer relativen Position im Bild sortiert.
5. *Kreisapproximation*: Im nächsten Schritt werden aus den kreisbogenförmigen Konturen echte Kreise approximiert. Dabei wird einfach der geometrische Abstand der Konturpunkte zum gesuchten Kreis minimiert. Die Konturpunkte werden außerdem nach dem Ansatz von Tukey [45] so gewichtet, dass Ausreißer gedämpft werden. Zu jedem gefundenen Kreis werden dann Mittelpunkt-Koordinaten und Radius zurückgegeben. Falls noch offene Konturen bestehen, werden außerdem der Anfangs- und Endpunkt des Kreisbogens bestimmt, indem der nächstgelegene Kreispunkt zu dem Anfangs- und Endpunkt des Eingabe-Kreisbogens gesucht wird. Dann wird der Winkel dieser Punkte zu der jeweiligen Horizontalen berechnet und zurückgegeben. Nun können die gefundenen Kreise nach ihren Radien sortiert und zu große Kreise aussortiert werden. Kreisbögen werden nach ihren Anfangs- und Endpunktswinkeln ausgewählt.

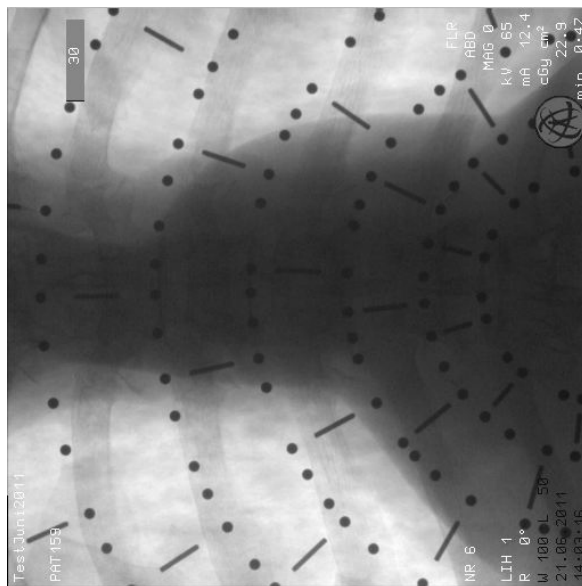
Der Anfangswinkel muss kleiner als ein bestimmter Wert¹ sein, während der Endpunkt größer als ein bestimmter anderer Wert² sein sollte. Beispielhaft ist ein Kreisbogen, der diese Kriterien erfüllt, in Abb. 3.32(a) dargestellt.

6. *Kreisflächenberechnung*: Ein weiteres Kriterium für die Auswahl der Kreise und Kreisbögen ist der Flächeninhalt derselben. Dazu werden die im vorherigen Schritt berechneten Eigenschaften wie Radius, Mittelpunkt und Start- und Endpunktswinkel verwendet, um entsprechende ideale Kreise bzw. Kreisbögen zu erstellen (s. Beispiel in Abb. 3.32(b)). Auf diesen kann dann der Flächeninhalt berechnet werden. Liegt dieser innerhalb eines bestimmten Bereichs, werden die entsprechenden Konturen ausgewählt. Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testdaten hat sich ein Bereich von 40 – 600 *px* bewährt. Der Bereich ist relativ groß gewählt, da der Flächeninhalt abhängig von der *z*-Verschiebung und vom „Zoom“ ist.
7. *Radius-Median*: Im letzten Schritt wird aus der Menge der gefundenen Kreise und Kreisbögen der Median der Radienwerte bestimmt und Ausreißer, d.h. erheblich von diesem Medianwert abweichende Radien, werden aus der Liste entfernt.

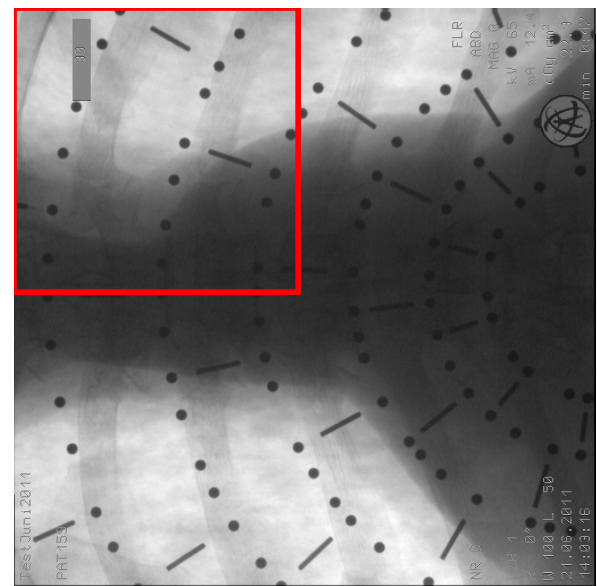
Die Schritte 1 und 2 werden, wie schon beschrieben, auf unterschiedliche Bereiche des Eingabebildes ausgeführt, um verschiedene Kontrastierungen unterschiedlich behandeln (gammakorrigieren) zu können. Innerhalb jedes Teilbereiches werden die Schritte 3-6 durchgeführt. Es wird schon in Schritt 6 darauf geachtet, dass Kreise nicht doppelt in der Liste auftauchen. Schritt 7 erfolgt einmalig zum Schluss.

¹Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Anfangswinkel von 2 *rad* bewährt.

²Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Endwinkel von 5 *rad* bewährt.

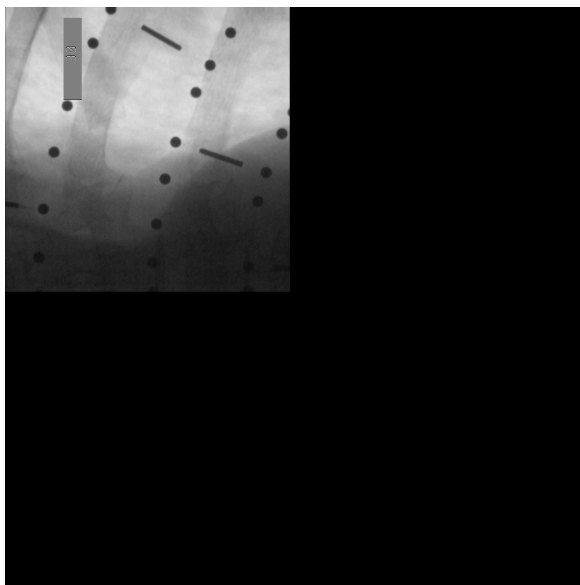


(a) Ausgangsbild

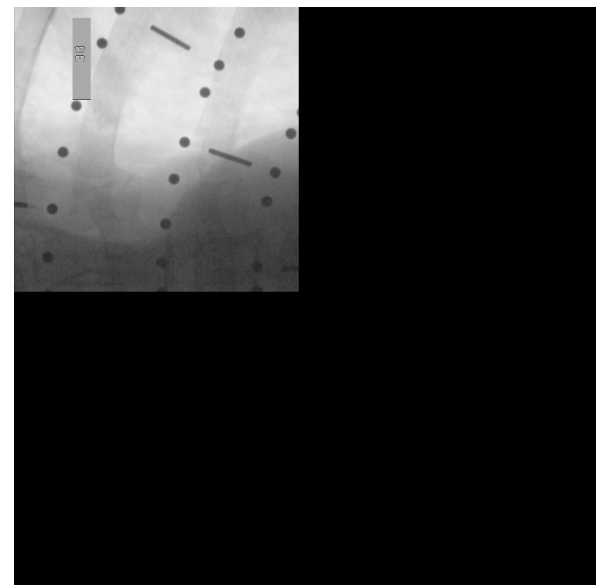


(b) Rechteckige ROI-Region (rot)

Abbildung 3.29.: Abtastung kleinerer Bildbereiche und Ausschneiden von ROIs.

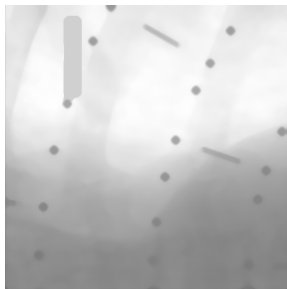


(a) Ausgangsbild

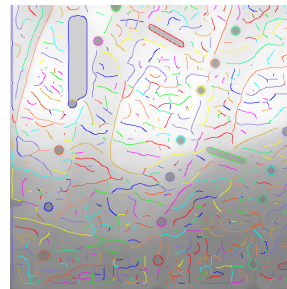


(b) Nach Gammakorrektur

Abbildung 3.30.: Gammakorrektur

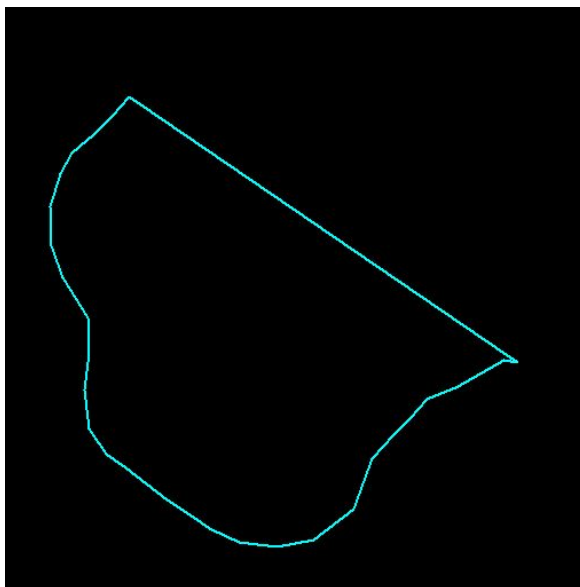


(a) Median-Filterung

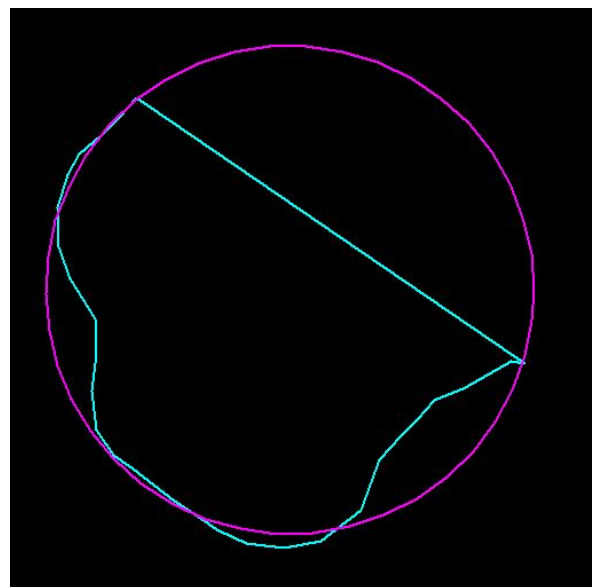


(b) Canny-Edge-Kantendetektion

Abbildung 3.31.: Median-Filter-Vorverarbeitung und Canny-Edge-Kantendetektion.



(a) Ausgangskreisbogen



(b) Idealer approximierter Kreis

Abbildung 3.32.: Kreisapproximation der Projektion einer Kugel

Auch die **Strahlenfindung** besteht aus mehreren Teilschritten. Das Ziel ist hier zunächst die abgebildeten Stäbchen zu detektieren und deren Winkel zur Bildhorizontalen zu bestimmen. Außerdem werden auch die Mittelpunkte der detektierten Stäbchen gespeichert. Zunächst wird mit Hilfe einer Schwellwertfilterung und anschließendem Auffüllen und Dilatieren der gefilterten Bereiche eine Hervorhebung und Extraktion der Stäbchen erreicht. Die Strukturen werden dann wiederum auf ihre Mittellinie verdünnt, so dass die länglichen Stäbchen nun in Form von Liniensegmenten vorliegen. Diese werden dann jeweils für eine Geradenapproximation genutzt, deren resultierenden Geraden die gesuchten Winkel zur Horizontalen liefern. Dann wird noch sichergestellt, dass die bestimmten Geraden auch tatsächlich auf einem Stäbchen liegen. Dabei wird geprüft, ob die Gerade unmittelbar zwei Kügelchen schneiden, da jedes Stäbchen von zwei Kügelchen flankiert wird. Diese flankierenden Kügelchen ermöglichen dann die Korrektur der zuvor bestimmten Gerade, indem die neue durch die beiden Kügelchenmittelpunkte gezogen wird. Dadurch erhält man sowohl korrigierte Winkel als auch die Stäbchenmittelpunkte, die in der Mitte zwischen den Kügelchenmittelpunkten liegen. Im letzten Schritt werden dann ähnliche oder gleiche Winkel erkannt und aus der Liste entfernt. Da mehrere Stäbchen auf einem Strahl liegen können, kann es zu solchen doppelten Winkeln kommen. Im Folgenden wird detailliert auf die Teilschritte eingegangen:

1. *Regionen-Segmentierung*: Das Eingabebild wird zunächst mit einem rekursiven Glättungsfilter nach [123] weichgezeichnet (s. Abb. 3.33). Durch Subtraktion des Originalgrauwertes an jeder Stelle erhält man dann ein hochpassgefiltertes Bild. Auf dieses wird dann ein Schwellwertfilter angewendet. Auf dem Ergebnis werden dann Zusammenhangskomponenten berechnet, so dass man mehrere Regionen erhält.
2. *Füllen und Dilatieren*: Die gefundenen Regionen werden dann daraufhin untersucht, ob ihr Flächeninhalt innerhalb eines bestimmten Bereichs liegt³. Falls ja, werden innerhalb der Region möglicherweise vorhandene Hohlfächen, die wiederum innerhalb eines bestimmten Flächeninhaltsintervalls⁴ liegen müssen, aufgefüllt (s. Abb. 3.34(a)). Danach erfolgt eine Dilatation mit einem Rechteck⁵(s. Abb. 3.34(b)).
3. *Skeletonisierung*: Nun kann die Verdünnung oder Skeletonisierung auf den Regionen erfolgen, wodurch längliche, rechteckige Strukturen hervorgehoben werden. Man erhält als Ergebnis nun eine Menge von Liniensegmenten (s. Abb. 3.35(a)).
4. *Geradenapproximation*: Die Liniensegmente aus dem vorherigen Schritt werden dann entsprechend ihrer Krümmung in Teillinien aufgetrennt. Dabei wird eine Verbindungsgerade zwischen Anfangs- und Endpunkt des Liniensegments gelegt und, falls der maximale Abstand eines Liniensegmentes einen bestimmten Wert⁶ übersteigt, wird das Segment aufgetrennt (s. Abb. 3.35(b)).
5. *Berechnung von Winkel und Länge*: Da nun die Anfangs- und Endpunkte von approximierten geraden Liniensegmenten durch die aufgetrennten Liniensegmente zur Verfügung stehen, kann nun die Orientierung, also der Winkel der Geraden zur Horizontalen, und die Länge berechnet werden. Die geraden Liniensegmente, die eine bestimmte Mindestlänge⁷ erreichen, werden ausgewählt.

³Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Bereich zwischen 50 px und 4000 px bewährt.

⁴Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Bereich zwischen 50 px und 1000 px bewährt.

⁵Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Rechteck der Größe 10 px × 10 px bewährt.

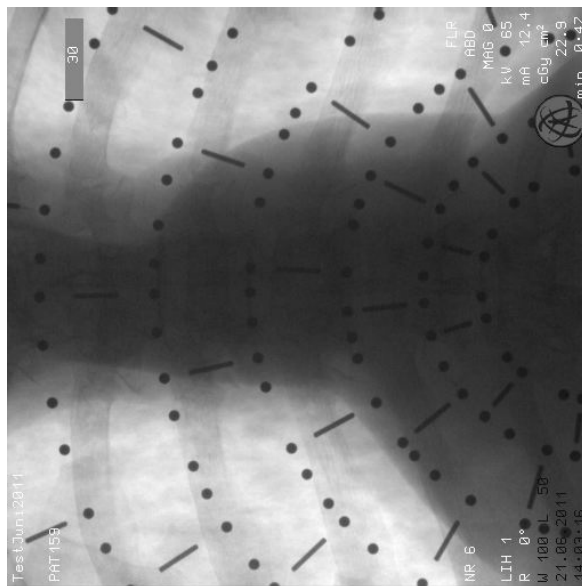
⁶Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich der Wert 5 px bewährt.

⁷Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich eine Mindestlänge von 5 px bewährt.

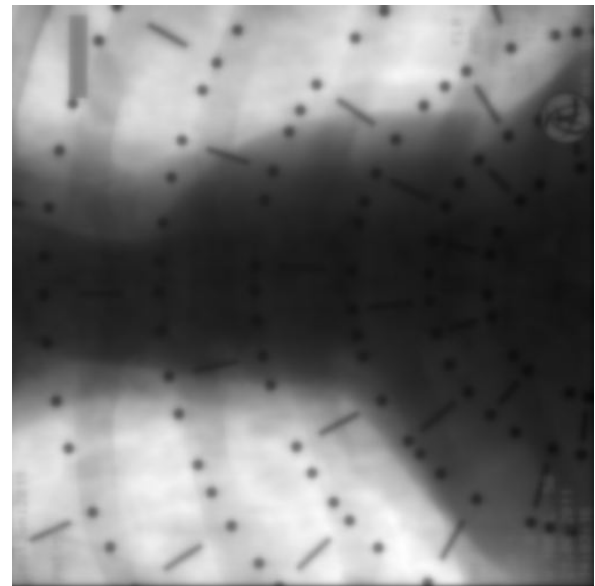
6. *Schnitt mit Kügelchen*: Mit Hilfe der Orientierung kann nun ein dünnes Rechteck über diese Linie gelegt werden. Die Länge des Liniensegmentes wird hierbei verdoppelt und als Länge für das Rechteck übernommen. Nun wird überprüft, ob dieses Rechteck an beiden Seiten ein vorher detektiertes Kügelchen schneidet oder zumindest einen sehr geringen Abstand⁸ zu einem aufweist (bei ungenauer Orientierung des Rechtecks kann es passieren, dass es knapp an einem Kügelchen vorbeiführt). Falls dieses Kriterium erfüllt wird, wird das entsprechende Geradensegment ausgewählt (s. Abb. 3.36(a)).
7. *Korrektur*: Nun wird die vorher berechnete Orientierung bzw. der Winkel noch korrigiert, d.h., mit Hilfe der flankierenden Kügelchen angepasst (s. Abb. 3.36(b)). Dazu wird eine neue Gerade zwischen den flankierenden Kügelchen gezogen und deren Winkel zur Horizontalen gemessen. Da mehrere Stäbchen auf einem Strahl liegen können, müssen im letzten Schritt noch doppelt gespeicherte Winkel entfernt werden. Gespeichert werden zusätzlich zu den Winkeln aber auch die Mittelpunkte der detektierten Stäbchen, also die Mitte der Strecke zwischen den flankierenden Kügelchen. Das bedeutet, es kann vorkommen, dass mehr Stäbchenmittelpunkte gespeichert werden als Winkel.

Das Auswahlkriterium von flankierenden Kügelchen abhängig zu machen (s. Schritt 2.) hat offensichtlich zwei Nachteile: zum einen werden abgeschnittene Linien am Bildrand nicht ausgewählt, da das entsprechende umschließende Kügelchen nicht sichtbar ist, und zum anderen kann es zu falsch ausgewählten Geradensegmenten kommen, weil nicht geprüft wird, ob die Schnitt-Kügelchen, die gefunden wurden, auf einer gemeinsamen Linie durch den Mittelpunkt des Musters liegen. Der erste Punkt kommt selten vor und wird deshalb vernachlässigt. Der zweite Punkt wird und kann erst in einem Folgeschritt nach und aufgrund der Mittelpunkt-Bestimmung behandelt werden.

⁸Bei den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich der 1,2-fache Mittelwert der detektierten Kugelradien bewährt.

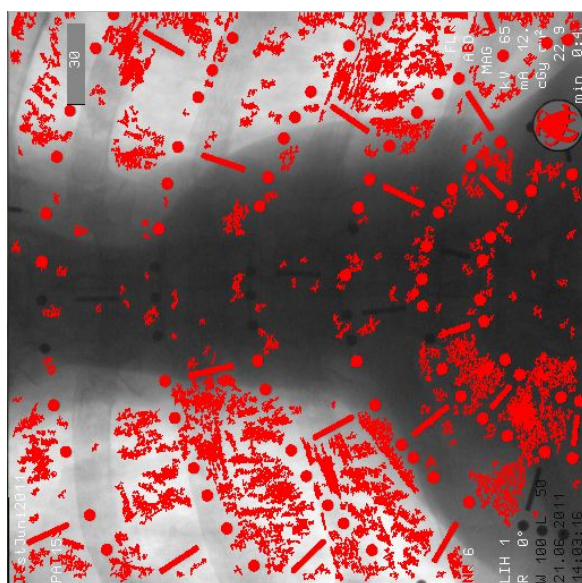


(a) Ausgangsbild

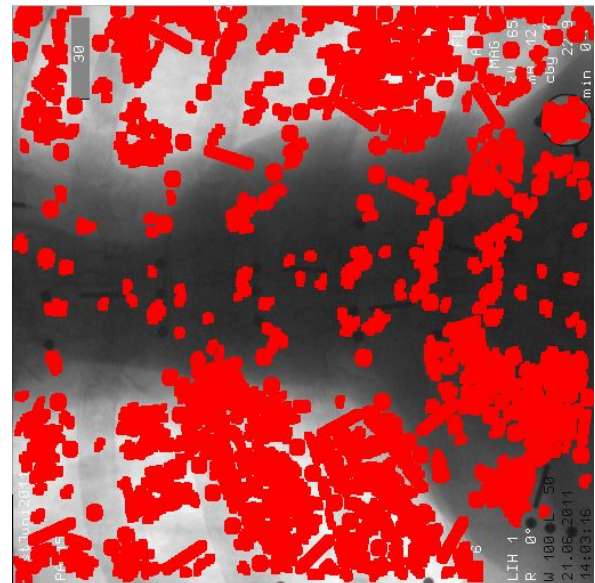


(b) Geglättet

Abbildung 3.33.: Weichzeichnung mit rekursivem Glättungsfilter

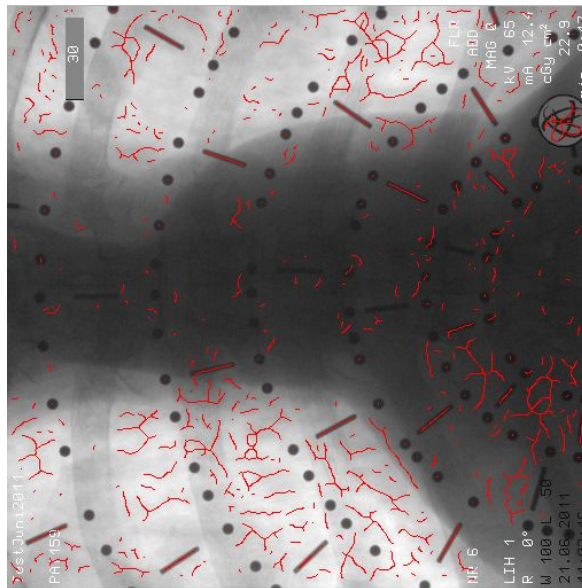


(a) Auffüllen von Hohlfächen

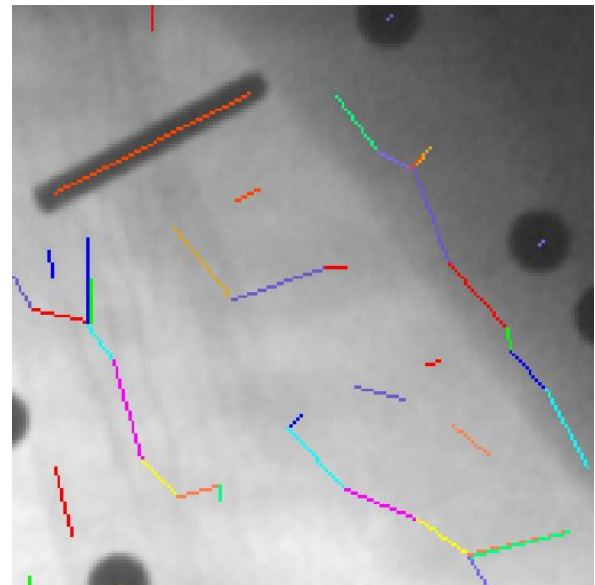


(b) Dilatieren mit Rechteck-Struktur

Abbildung 3.34.: Füllen und Dilatieren

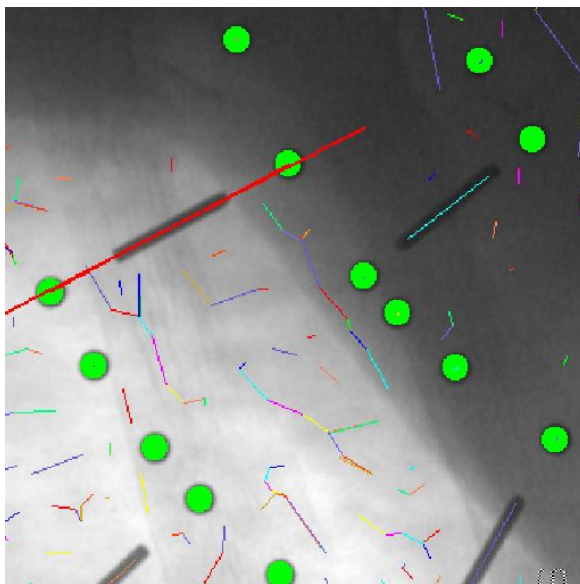


(a) Verdünnung

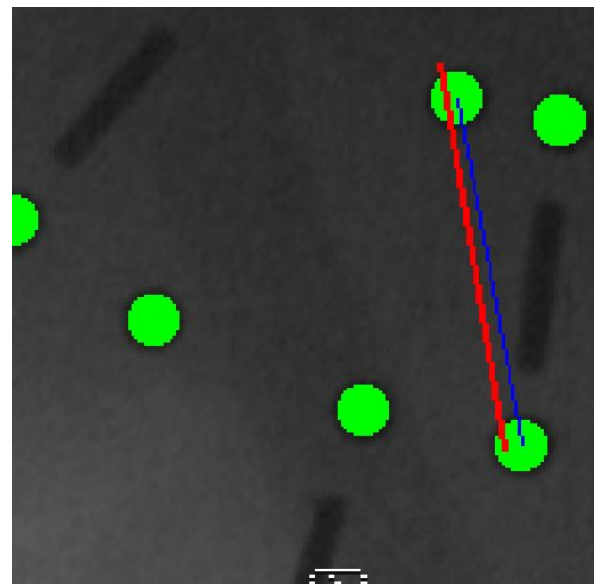


(b) Auftrennen in Teillinien

Abbildung 3.35.: Skeletonisierung und Geradenapproximierung



(a) Überlagerung mit dünnem Rechteck (rot) und ggf. Schneiden mit beiden flankierenden Kreisen.



(b) Anpassung des Strahls an flankierende Kreise.

Abbildung 3.36.: Schnitt mit Kügelchen und Strahlkorrektur

3.4.2. Inpainting

Die intraoperativ aufgenommenen Fluoroskopiebilder dienen dem Arzt zur Orientierung während der bronchoskopischen Untersuchung. D.h., er möchte auf diesen sein Instrument, sprich das Bronchoskop, innerhalb der Atemwege erkennen und lokalisieren können. Da er es gewohnt ist, mit Hilfe der Fluoroskopie zu navigieren, kann es durchaus sein, dass die abgebildeten Marker der Kalibrierplatte verwirrend oder zumindest störend auf ihn wirken. Es ist also wünschenswert und sinnvoll, die Kügelchen und Stäbchen von der Aufnahme zu entfernen und somit die Sicht „freizuräumen“. Dies wird höchstwahrscheinlich die klinische Akzeptanz der C-Bogen-Posenbestimmung mit Hilfe der entwickelten Kalibrierplatte entscheidend positiv beeinflussen. Da die intraoperativen Aufnahmen auf der anderen Seite in keiner Weise der Diagnose dienen, ist eine bis ins Detail wahrheitsgetreue Wiederherstellung der durch die Marker verdeckten Strukturen nicht notwendig.

Deshalb habe ich mich entschieden eine einfache Inpainting-Methode anzuwenden [2]. Inpainting bezeichnet nach [17] die Abwandlung eines Bildes auf eine Art und Weise, dass diese für einen Betrachter, der das Original nicht kennt, nicht ersichtlich ist. Die Methode wird sowohl für die Restauration von Bildern als auch das Entfernen von Objekten aus diesen verwendet.

Im Wesentlichen sind zwei verschiedene Schritte durchzuführen:

1. Identifikation der zu entfernenden Objekte
2. Ersetzen des Bildinhalts an den identifizierten Stellen

Identifikation

Die einfachste bzw. offensichtlichste Möglichkeit zur Identifikation der zu entfernenden Strukturen besteht darin, diese zu detektieren und möglichst präzise zu segmentieren. Die in dieser Arbeit verwendete Methode hierfür wurde im vorangegangenen Abschnitt 3.4.1 bereits erläutert. Fehler bei der Segmentierung wirken sich direkt auf das Inpainting aus. Dabei sind zwei grundsätzlich verschiedene Arten von Fehlern zu unterscheiden:

- **Untersegmentierung:** Falls einige Marker nicht detektiert werden können, z.B. aufgrund von überlagerter Anatomie, Operationsinstrumenten, oder aus ähnlichen Gründen nur unvollständig oder unpräzise segmentiert werden können, bedeutet dies, dass ein Teil der auf der Fluoroskopie abgebildeten Marker auch nicht entfernt und somit den Arzt in seiner Sicht weiterhin beeinträchtigt wird.
- **Übersegmentierung:** Falls fälschlicherweise andere in der Fluoroskopieaufnahme sichtbare Objekte als Marker identifiziert werden, würden diese ebenfalls entfernt werden. Insbesondere wenn es sich dabei um ein Instrument, wie z.B. das Bronchoskop, oder andere der Navigation dienliche Objekte handelt, ist dies fatal und würde nicht in einem klinischen Einsatz akzeptiert werden.

Aus diesen beiden Gründen wurde ein anderer Ansatz gewählt, nämlich die Verwendung der *C-Bogen Pose*, die aufgrund der segmentierten Marker und deren doppelverhältnisbasierten Zuordnung bestimmt wurde (Details in Abschnitt 3.5.2 zur extrinsischen Kalibrierung). Diese kann benutzt werden, um die bereits bekannten Marker im Raum, sowohl Kügelchen als auch Stäbchen, virtuell ins Zweidimensionale rückzuprojizieren und dann lediglich den auf der tatsächlichen Fluoroskopie abgebildeten Teil auszuschneiden. Somit erhält man *alle* (und nur diese) auf der Fluoroskopie sichtbaren Marker, sowohl an der korrekten Position als auch in der richtigen Größe und ähnlicher Form. Das

heißt, auch Marker, die vorher nicht oder unvollständig segmentiert wurden, können so entfernt werden. Voraussetzung hierfür ist, dass die C-Bogen-Posenbestimmung korrekt und präzise ist. Um möglichen Ungenauigkeiten bei der Posenbestimmung und dem Partialvolumeneffekt an der Markergrenze entgegenzuwirken, werden die einzelnen rückprojizierten Marker leicht⁹ dilatiert, sodass man eine Markerregion ω_i für jeden einzelnen Marker i erhält.

Ersetzen

Jeder Marker, d.h. alle Kügelchen und Stäbchen, wird einzeln betrachtet. Da die Größe der Marker im Verhältnis zum restlichen Bildbereich eher klein ist und die Bildübergänge in einem Fluoroskopiebild im Allgemeinen eher glatt sind, wurde entschieden zwischen den Grauwerten an der Markergrenze $\partial\omega_i$ lediglich zu interpolieren und auf aufwändigere Methoden zu verzichten, um die umgebenden Strukturen zu reproduzieren. Dies hat außerdem den Vorteil, dass keine Strukturen fälschlicherweise erzeugt werden, die für den Arzt wiederum irreführend sein könnten. Auch ist eine solch einfache Methode sehr schnell in ihrer Ausführungszeit, was für die klinische Akzeptanz ausschlaggebend sein kann.

Um die gewünschte Glattheit (C^0 -Stetigkeit) innerhalb der Markerregion ω_i zu erhalten, muss eine partielle Differenzialgleichung (PDE), nämlich die Laplacegleichung

$$\Delta\Sigma(\vec{x}) = 0 | \vec{x} \in \omega_i$$

innerhalb von ω_i gelöst werden, wobei Δ der Laplace-Operator ist und $\Sigma(\vec{x})$ dem Grauwertfeld entspricht. Die Grauwerte des Originalbildes $I(\vec{x})$ sind in Form von Dirichlet-Randbedingungen eingebracht:

$$\Sigma(\vec{x}) = I(\vec{x}) | \vec{x} \in \partial\omega_i.$$

Die PDE wird mit Hilfe von finiten Differenzen für jedes einzelne Pixel innerhalb des Markers approximiert. Dann wird das zugehörige lineare Gleichungssystem gelöst. Da jeder Marker separat behandelt wird, können diese parallel verarbeitet werden, wodurch die Laufzeit signifikant verringert wird.

Abb. 3.37 und 3.38 zeigen das Ergebnis der Inpainting-Methode an Fluoroskopie-Aufnahmen von zwei unterschiedlichen Thorax-Phantomen nach Rückprojektion der Marker anhand der vorher bestimmten C-Bogen Pose. Die Kalibrierplatte wurde hierbei unter die Phantome gelegt bevor die Aufnahme generiert wurde. Man erkennt deutlich, dass auf den ersten Blick keine Marker mehr zu sehen sind. Bei genauerer Untersuchung aber ist es möglich die ursprünglichen Markerstellen zu identifizieren. Dies hat den Vorteil, dass der Arzt im Zweifelsfall nicht getäuscht wird, d.h., ihm wird nicht suggeriert, dass anatomische Strukturen vorhanden oder nicht vorhanden sind, die in der Realität so nicht aufgenommen wurden. Es wird auch deutlich, dass auch Marker an schwierig zu detektierenden Stellen, also meist an sehr dunklen Bereichen des Bildes, zuverlässig entfernt werden konnten. Marker an den Randbereichen des Bildes konnten ebenfalls stets entfernt werden.

Bei weiteren Experimenten wurde auch ein Truthahn-Kadaver auf den Patiententisch mit Kalibrierplatte gelegt, um der menschlichen Anatomie möglichst nahe zu kommen. Ein Beispiel für die an die Posenbestimmung angeschlossene Markerentfernung ist in Abb. 3.39 zu sehen. Auch hier sind ebenso gute Ergebnisse, wie auf den vorher vorgestellten Abbildungen, zu erkennen. Die Ausführungszeit der Inpainting-Methode betrug hier im Schnitt 0,3 Sek. auf einem Intel Core i7 2,93 GHz-Rechner.

⁹Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich eine Dilatation um den mittleren Kugelradius bewährt.

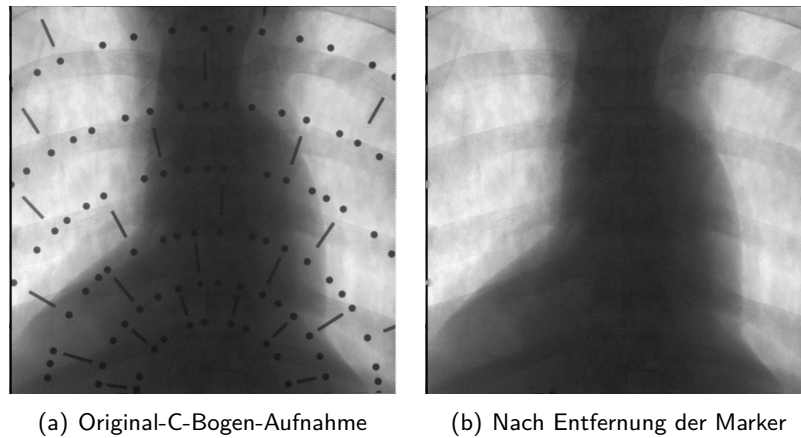


Abbildung 3.37.: Thorax-Phantom

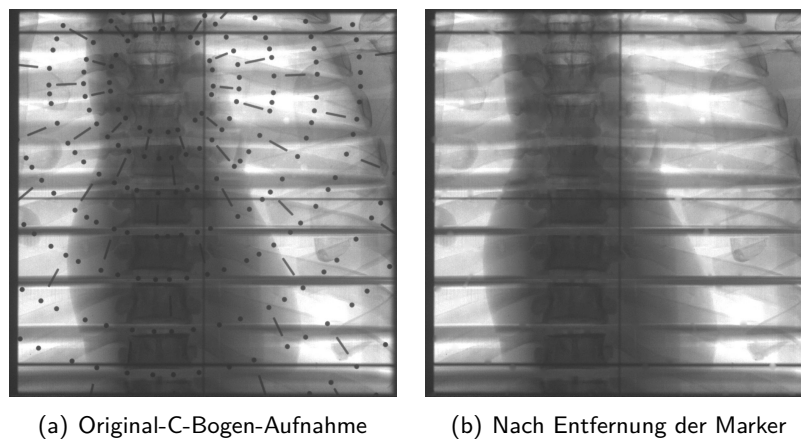


Abbildung 3.38.: Alderson Radiation Therapy Thorax-Phantom (ART)

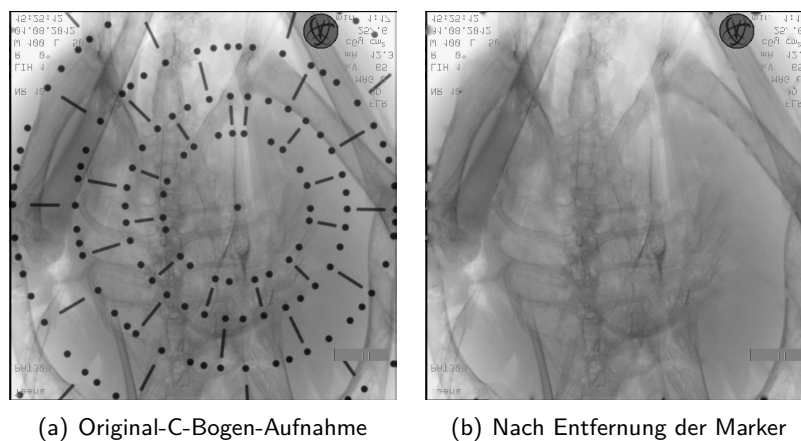


Abbildung 3.39.: Truthahn-Kadaver

3.5. Kalibrierung

Nachdem in den vorangegangenen Kapiteln erläutert wurde, wie das in dieser Arbeit entwickelte Kalibrierungsmuster aufgebaut ist und wie die einzelnen Kalibriermarken, d.h. Kügelchen und Stäbchen, aus Fluoroskopiebildern segmentiert werden können, soll es in diesem Kapitel darum gehen, welche Schritte zu einer intrinsischen und extrinsischen Kalibrierung des C-Bogens mithilfe der Kalibrierplatte führen.

3.5.1. Intrinsisch

Die intrinsische Kalibrierung dient der Bestimmung folgender Parameter:

- Brennweite f
- Koordinaten des Hauptpunktes (optischer Nullpunkt) p_x und p_y
- Verhältnisse m_x und m_y zwischen Pixel in x- und y-Richtung und Bildkoordinaten

In dieser Arbeit werden Verzerrungsparameter vernachlässigt, da von einem Flachbettscanner ausgegangen wird. Dieser weist normalerweise keine Bildverzerrung auf.

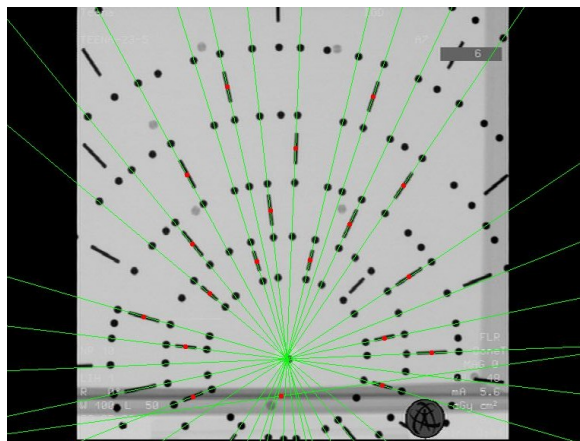
Das entwickelte Muster bzw. die Kalibrierplatte kann zur Bestimmung der genannten Parameter verwendet werden. Hierbei ist nochmal zu bemerken, dass dieser Vorgang in der Regel nur einmalig für einen C-Bogen ausgeführt werden muss, da wir die in Kapitel 3.1.1 beschriebenen Beeinflussungen vernachlässigen können. Zur intrinsischen Kalibrierung wird die Platte auf den Patiententisch gelegt und mehrere Aufnahmen aus unterschiedlichen Drehrichtungen erzeugt, bei denen der Mittelpunkt des Musters immer sichtbar bleibt. Es sollte eine grobe Messung der Drehwinkel, welche etwa bei $\pm 30^\circ$ um die x -Achse und $\pm 45^\circ$ um die y -Achse (vgl. Abb. 3.15) liegen sollten, bereits bekannt sein, da diese für die spätere endgültige Schätzung aller Parameter benötigt wird. Im Folgenden soll erläutert werden, welcher Algorithmus angewendet wird, um die abgebildeten und detektierten Kalibriermarken für die Bestimmung der internen Kameraparameter zu benutzen.

Algorithmus

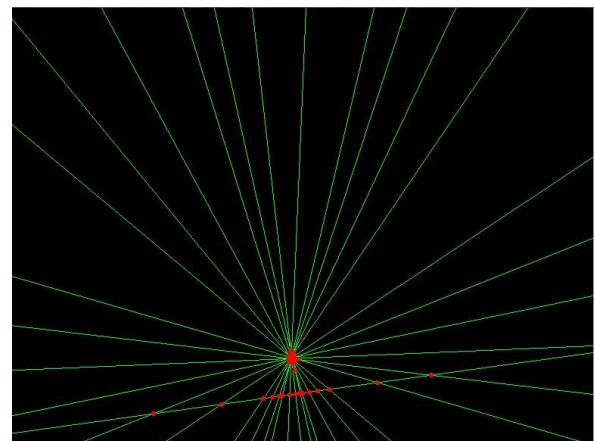
Der Algorithmus besteht aus folgenden Teilschritten für die einzelnen Bilder:

1. *Punktdetektion*: s. Abschnitt zur **Punktdetektion** in Kapitel 3.4.1
2. *Strahlenfindung*: s. Abschnitt zur **Strahlenfindung** in Kapitel 3.4.1
3. *Mittelpunktberechnung*: Der Mittelpunkt C kann gefunden werden, indem einfach der Schnittpunkt aller Geraden des Musters bestimmt wird. Dieser Schnittpunkt ändert sich auch dann nicht, wenn eine perspektivische Projektion des Musters stattgefunden hat. Würde man den Mittelpunkt der konzentrischen Kreise des Kugelmusters suchen, würde man Schwierigkeiten bekommen, da nach Projektion aus den Kreisen Ellipsen werden, deren Mittelpunkte schwer zu bestimmen sind. Weitere Ausführungen zum Vergleich zwischen Kreismittelpunkt- und Geradenschnittpunktfindung finden sich in Anhang A.

In diesem Schritt wird eine Variation des k-means Clusteringverfahrens [87] angewendet.



(a) Detektierte Geraden (grün)



(b) Schnittpunkte (rot)

Abbildung 3.40.: Schnittpunkte aller Geraden untereinander

- a) *Geraden-Schnittpunkte*: Zunächst werden alle im vorherigen Schritt gefundenen Geraden miteinander geschnitten, so dass man eine Menge von Schnittpunkten erhält (s. Abb. 3.40).
- b) *Initiale Cluster-Schwerpunkte*: Da die Anzahl der gefundenen Schnittpunkte sehr groß sein kann, werden nun etwa ein Fünftel der Schnittpunkte zufällig ausgewählt und als Cluster-Schwerpunkte gespeichert (s. Abb. 3.41(a)).
- c) *Cluster-Zuordnung*: Im nächsten Schritt werden die Distanzen aller Schnittpunkte zu allen Cluster-Schwerpunkten berechnet. Ein Punkt wird dann dem Cluster zugeordnet, zu dem er die geringste Distanz aufweist.
- d) *Neuberechnung der Clusterschwerpunkte*: Nach erfolgter Punktezuordnung wird nun der Schwerpunkt jedes Clusters neu berechnet, indem die neuen Punkte miteinbezogen werden (s. Abb. 3.41(b)). In diesem Schritt wird auch zu jedem Cluster wiederum abgespeichert, welcher der zugeordneten Schnittpunkte die größte Distanz vom jeweiligen Cluster-Schwerpunkt aufweist.
- e) *Cluster-Splitting*: Nun werden alle Cluster daraufhin untersucht, ob der am weitesten entfernt liegende zugeordnete Punkt eine definierte Distanz (30 *px* hat sich auf den hier verwendeten Testdaten als sinnvoll erwiesen) überschreitet. Falls ja, wird das entsprechende Cluster aufgetrennt und es entsteht ein neues Cluster mit Schwerpunkt auf diesem weitestentferntliegenden Punkt (s. Abb. 3.42(a)).
- f) *Cluster-Merging*: Dasselbe Prinzip wird für den umgekehrten Fall im nächsten Schritt angewendet. Falls zwei Clusterschwerpunkte näher zueinander liegen als ein bestimmter Schwellwert (10 *px* hat sich auf den hier verwendeten Testdaten als zielführend erwiesen), so werden diese beiden Cluster zusammengefasst. Dazu wird einfach einer der beiden Clusterschwerpunkte gelöscht (s. Abb. 3.42(b)).
- g) *Abbruchkriterium*: Von nun an wird wieder damit begonnen, alle Schnittpunkte den neu berechneten Schwerpunkten und damit neuen Clustern zuzuordnen (Schritt 3c)). Das

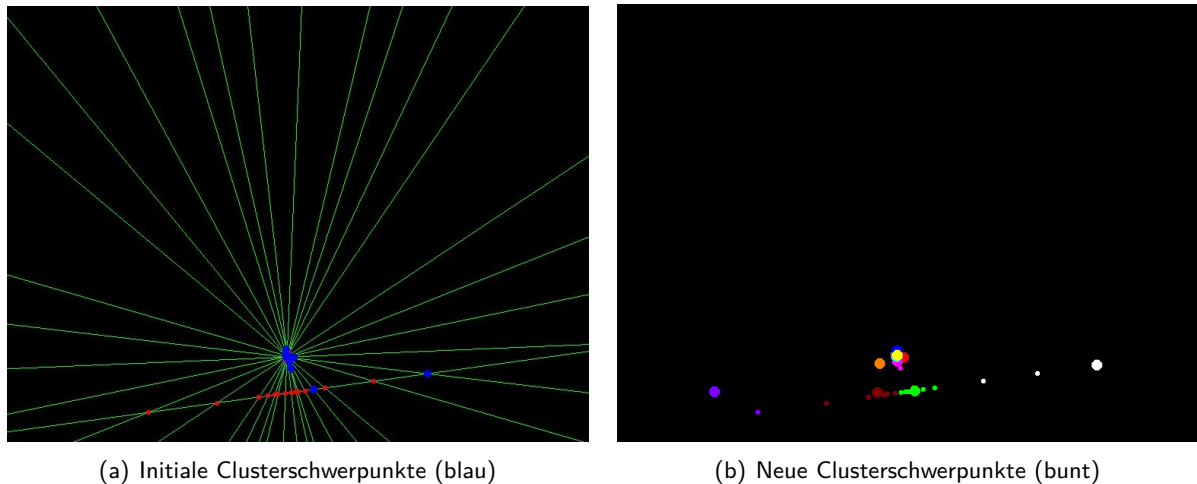


Abbildung 3.41.: Schnittpunkte-zu-Cluster-Zuordnung

ganze Verfahren wird so lange iteriert, bis keine Veränderungen, d.h. keine neuen Clusterzuordnungen stattfinden, oder eine Mindestanzahl an Durchläufen erreicht wurde.

- h) *Mittelpunkt-Auswahl*: Zuletzt wird dann einfach das Cluster mit den meisten zugeordneten Schnittpunkten ausgewählt und sein Schwerpunkt wird nun als Mittelpunkt zurückgegeben (s. Abb. 3.43).
- 4. *Innerster Ring*: Nach der Mittelpunktbestimmung wird der erste Ring von Punkten um den Mittelpunkt gefunden (s. Abb. 3.44). Dazu werden die Distanzen aller Punkte zum Mittelpunkt bestimmt. Danach werden etwa 20 der nächstgelegenen Punkte ausgewählt und deren Median-Distanz bestimmt. Mithilfe dieses Medians können nun Punkte mit weit größeren Distanzen zum Mittelpunkt ausgeschlossen werden. Falls die Anzahl der ausgesuchten Punkte nicht mit der Anzahl der gesuchten Punkte des innersten Rings (22) übereinstimmt, wird der Benutzer aufgefordert, die fehlenden Punkte einfach mit der Maus zu markieren.
- 5. *Winkelbestimmung*: Nachdem die Punkte des innersten Kreises bestimmt wurden, müssen nun die Winkel, auf denen diese liegen, relativ zur Horizontalen (s. Winkel 0° in Abb. 3.22) bestimmt und eine Winkelzuordnung zum ursprünglichen Winkel vor der Projektion durchgeführt werden. Dazu wird zunächst versucht, eine Zuordnung zu erreichen, indem der gemessene Winkel mit allen Quellwinkeln verglichen wird. Der Quellwinkel, der dem gemessenen Winkel am ähnlichsten ist, wird ausgewählt. Dies wird für alle Winkel des inneren Rings durchgeführt. Dann wird im nächsten Schritt die Liste der bestimmten Winkel mit der Liste der gesuchten Winkel des innersten Rings, die ja bekannt ist, verglichen. Falls andere Winkel bestimmt wurden, als gesucht sind, muss der Benutzer eingreifen und mit der Maus den Punkt markieren, der auf dem ersten Winkel des Rings liegt (s. Abb. 3.44). Danach können dann sequentiell alle anderen Winkel zugeordnet werden. Dieser Fall wird immer dann auftreten, wenn durch Rotation vor der Projektion eine starke Verschiebung der Winkel stattgefunden hat.
- 6. *Zuordnung von Quell- zu Zielpunkt*: Aufgrund der bestimmten Winkel kann nun leicht berechnet werden, auf welche Zielpunkte die detektierten Quellpunkte zuzuordnen sind. Der Abstand zum Mittelpunkt ist im innersten Ring für jeden Punkt stets derselbe und bekannt.

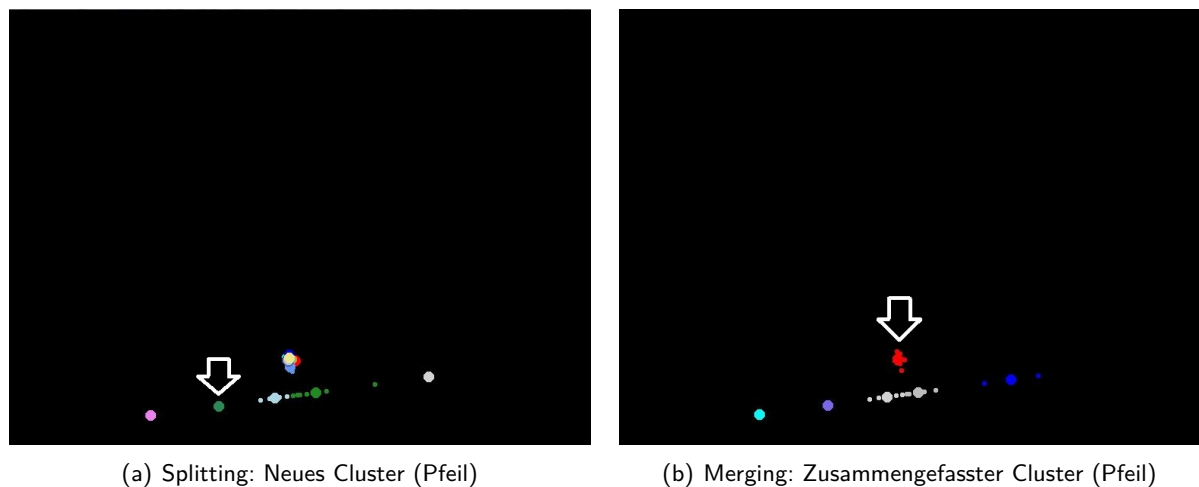


Abbildung 3.42.: Cluster-Splitting und -Merging

Wurde eine Anzahl von unterschiedlich aufgenommenen Bildern, auf denen stets der vollständige innere Ring sichtbar sein muss und deren Aufnahmepositionen grob bekannt sind, wie beschrieben analysiert und eine Zuordnung zwischen Quell- und Zielpunkten erreicht, kann nun mit bekannten Verfahren eine Kamerakalibrierung angewendet werden. Dabei werden dann die intrinsischen Parameter, aber auch die Posen, bestimmt. Ein allgemein gebräuchliches Verfahren hierfür ist z.B. das von Tsai [137].

3.5.2. Extrinsisch

Bei der extrinsischen Kalibrierung werden die folgenden Posenparameter bestimmt (vgl. Achsenzeichnungen in Abb. 3.15):

- Rotationswinkel um x -, y - und z -Achse $\theta_x, \theta_y, \theta_z$
- Verschiebung in x -, y - und z -Richtung t_x, t_y, t_z

Sie wird deshalb auch Posenbestimmung oder -schätzung genannt. Wie auch bei der intrinsischen Kalibrierung wird hier die Platte auf oder unterhalb des Patiententisches befestigt. Nach erfolgter einmaliger intrinsischer Kalibrierung können nun Aufnahmen aus unterschiedlichen Posen, also Orientierungen und Positionen, gemacht werden. Zu jeder einzelnen Aufnahme kann dann nach dem im Folgenden beschriebenen Algorithmus mit Hilfe des abgebildeten Musters die Aufnahmepose geschätzt werden.

Algorithmus

Der Algorithmus zur Posenschätzung beschreibt im Wesentlichen die Zuordnung von detektierten Punkten (projizierte Kügelchen) zu Quellpunkten im Muster. Er besteht aus folgenden Teilschritten für ein einzelnes Bild:

1. **Bildverarbeitungsschritte** Zunächst wird das Eingabebild mit Hilfe von Bildverarbeitungsmethoden untersucht und so Markerstrukturen segmentiert.

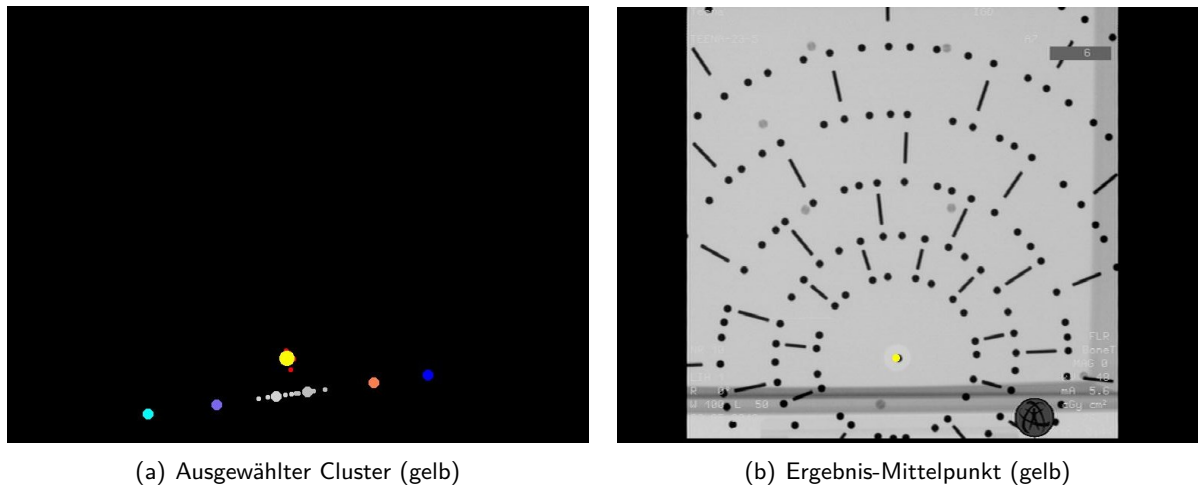


Abbildung 3.43.: Mittelpunkt-Auswahl

- a) Initiale Punktdetektion: Kreisförmige Marker werden detektiert und deren Mittelpunkte gespeichert.
 - b) Initiale Stäbchendetektion: Stäbchenförmige Marker werden detektiert und deren Mittelpunkte gespeichert.
 - c) Initiale Strahlenbestimmung: Aufgrund der detektierten Stäbchen werden Strahlen und deren Winkel bestimmt.
 - d) Mustermittelpunktbestimmung: Aufgrund der bestimmten Strahlen wird der Mustermittelpunkt bestimmt.
 - e) Bereinigung der Strahlenliste: Mit Hilfe des bestimmten Mustermittelpunktes werden falsche Strahlen, die diesen nicht schneiden, entfernt.
 - f) Zuordnung/Sortierung der Punkte zu Strahlenwinkeln: Die detektierten kreisförmigen Marker werden dem Strahl zugeordnet, auf dem sie liegen.
 - g) Zwischenschritt: Suche nach nicht detektierten Punkten auf Strahlen: Zwischen den detektierten kreisförmigen Markern wird entlang des zugeordneten Strahls nach nicht segmentierten kreisförmigen Markern gesucht.
2. **Quell-zu-Zielmarker-Zuordnung** Nun wird das Doppelverhältniskriterium verwendet, um die vorher bestimmten kreisförmigen Zielmarker dem entsprechenden kugelförmigen Quellmarker auf der Musterplatte zuzuordnen.
- a) r -Bestimmung über Punktedoppelverhältnis: Entlang jeden Strahls werden die darauf liegenden kreisförmigen Zielmarker aufgrund des Doppelverhältnisses ihrem Quellmarker zugeordnet.
 - b) Φ -Bestimmung: Die Zuordnung der Strahlenwinkel zu ihren Quellwinkeln erfolgt in zwei Schritten:
 - i. Winkelauswahl: Aufgrund der Stäbchenmittelpunkte und der Quellpositionen der kreisförmigen Marker, die jedes Stäbchen flankieren, können die in Frage kommenden Quellwinkel bestimmt werden.

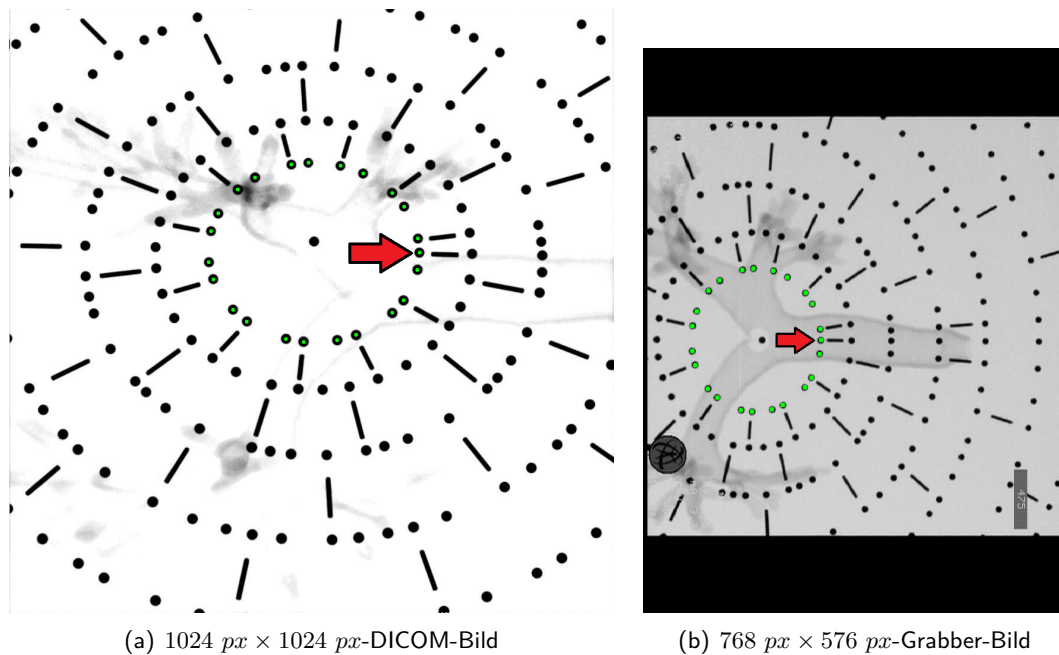


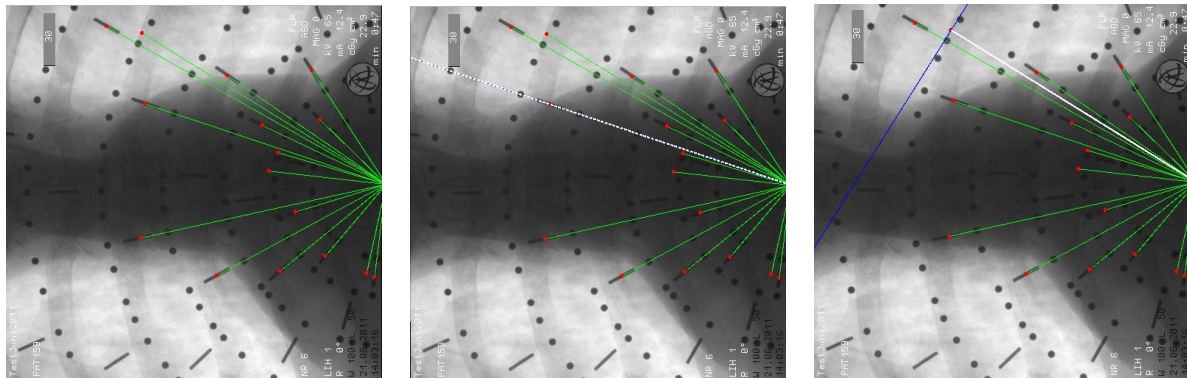
Abbildung 3.44.: Punkte des innersten Rings (*grün*) und Pfeil (*rot*) auf Punkt auf den ersten Winkel

- ii. Φ -Bestimmung über Winkeldoppelverhältnis: Aufgrund des Winkeldoppelverhältnisses und der ausgewählten Quellwinkel, kann der tatsächliche Quellwinkel für jeden Strahl bestimmt werden.

3. **Pose Estimation** Jetzt wird die Quell-zu-Zielmarker-Zuordnung genutzt, um die eigentliche extrinsische Kalibrierung oder Pose Estimation durchzuführen. Zuletzt wird die geschätzte Pose verwendet, um alle Quellmarker auf das Eingabebild zurück zu projizieren zwecks anschließendem Inpainting.

Im Folgenden wird die Implementation der einzelnen Schritte detailliert erläutert:

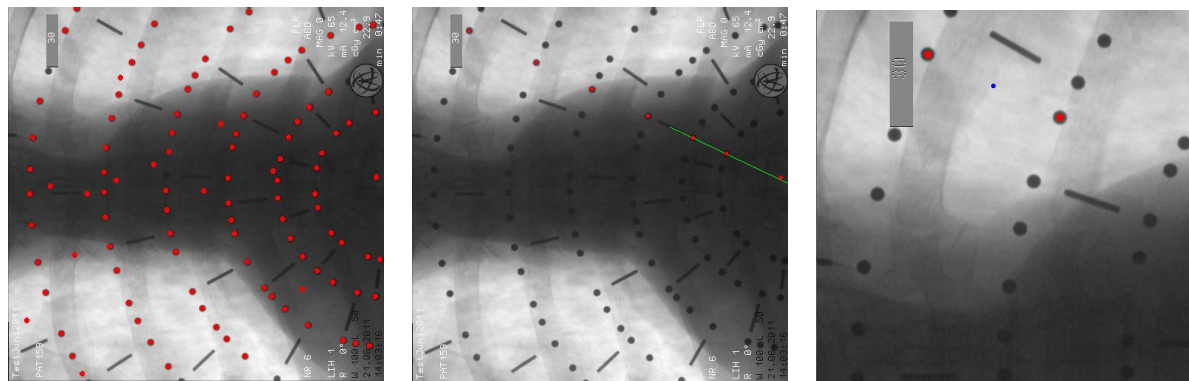
1. *Intrinsische Parameter*: Zunächst werden die intrinsischen Parameter, die zuvor für den entsprechenden C-Bogen gemessen wurden, z.B. aus einer Datei geladen und gespeichert.
2. *Muster-Parameter*: Hier werden nun dieusterspezifischen Parameter, die immer fest bleiben, geladen und gespeichert. Dazu gehören die Winkel der zusammenlaufenden Strahlen zur Horizontalen oder x -Achse (vgl. Abb. 3.22) durch den Mittelpunkt, die Start- und Endpunkte der einzelnen Stäbchen und deren Rotationswinkel, die Abstände zwischen den Kügelchen, die Anzahl der Kugeln pro Winkel und die Koordinaten der Kügelchen im Weltkoordinatensystem der Markerplatte.
3. *Punktdetektion*: s. Abschnitt zur **Punktdetektion** in Kapitel 3.4.1
4. *Strahlenfindung*: s. Abschnitt zur **Strahlenfindung** in Kapitel 3.4.1
5. *Mittelpunktberechnung*: s. Schritt 3 zur *Mittelpunktberechnung* in Kapitel 3.5.1



(a) Verbindungslinien zwischen allen detektierten Stäbchenmittelpunkten mit Mustermittelpunkt (grün). (b) Detektierte Gerade durch Stäbchenmittelpunkt (blau) entspricht der Verbindungslinie (weiß). (c) Detektierte Gerade durch Stäbchenmittelpunkt (blau) entspricht nicht der Verbindungslinie (weiß).

Abbildung 3.45.: Winkelbestimmung und -auswahl

6. *Winkelbestimmung*: In diesem Schritt werden fälschlich gefundene Strahlen aufgrund des gerade berechneten Mustermittelpunktes ausgeschlossen. Ein Beispiel für einen solchen falschen Strahl sieht man in Abb. 3.45(c). Indem man nun alle detektierten Strahlen auf ihre Distanz zum Mittelpunkt untersucht, können solche, die einen zu großen Abstand aufweisen, ausgeschlossen werden. Dabei werden sowohl die zugehörigen Winkel als auch Stäbchenmittelpunkte eines solchen falschen Strahls aus den Listen entfernt. Alle verbleibenden Stäbchenmittelpunkte werden nun mit dem Mustermittelpunkt verbunden und die resultierenden Winkel zur Horizontalen gespeichert (s. auch Abb. 3.45(a) und 3.45(b)).
7. *Quellkoordinatenbestimmung*: Nun folgt der eigentliche Kern des Algorithmus: die Zuordnung der 2D-Koordinaten von detektierten Zielpunkten zu den 3D-Koordinaten der Quellpunkte im Kalibrierungsmuster. Hier werden zunächst 4 benachbarte Strahlen, die in Schritt 6 bestimmt wurden, ausgewählt. Dann werden die detektierten Punkte bestimmt, die auf diesen Strahlen liegen und mögliche unsegmentierte Punkte werden nachträglich gefunden. Mit Hilfe des Doppelverhältniskriteriums wird dann bestimmt, auf welchen Positionen bzw. Abständen zum Mittelpunkt sich diese Punkte im Quellmuster befinden. Aufgrund der detektierten Stäbchen auf den ausgewählten 4 Strahlen und gerade bestimmten Kugelchenpositionen, kann eine Gruppe von Kandidatenwinkeln ausgewählt werden, aus denen die tatsächlichen Quellwinkel der Strahlen bestimmt werden können. Dazu wird erneut das Doppelverhältniskriterium, diesmal für Winkel, verwendet. Zusätzlich wird hier noch eine vorläufige Posenschätzung aufgrund der testweise zugeordneten Punkte und Winkel auf den 4 Strahlen durchgeführt und deren Fehler berechnet. Im Idealfall können so die 4 Quellwinkel und damit auch die 3D-Koordinaten der detektierten Punkte auf den ausgewählten 4 Strahlen bestimmt werden. Das ganze Verfahren wird dann iterativ auch auf alle folgenden benachbarten 4 Strahlen ausgeführt. Im Folgenden werden die einzelnen Schritte, die jeweils auf 4 Strahlen ausgeführt werden, nochmals ausführlich beschrieben.
 - a) *Punkte-zu-Winkel-Zuordnung*: In diesem Schritt wird versucht aus allen in Schritt 3 detektierten Punkten die Punkte auszuwählen, die auf einem bestimmten Strahl liegen. Folgende Teilschritte werden dabei durchlaufen:



(a) Alle detektierten Punkte (rot). (b) Punkte-Auswahl nach Distanz für einen bestimmten Strahl (grün). (c) Zwischenbereich von zwei detektierten Punkten (rot).

Abbildung 3.46.: Zuordnung und Auswahl detektierter Punkte zum Strahl.

- i. *Strahlenabstandsmessung*: Zunächst werden alle Punkte durchlaufen und einfach die Distanz zu dem aktuell zu untersuchenden Strahl durch den Mustermittelpunkt gemessen. Wird ein Distanzschwellwert (10 px) unterschritten, wird noch geprüft, ob der detektierte Punkt und der Stäbchenmittelpunkt, dem der Winkel zugeordnet ist, auf derselben Seite vom Mustermittelpunkt liegen. Es könnte ansonsten passieren, dass der Punkt einem um 180° verschobenen falschen Winkel zugeordnet wird, nämlich dem, der genau gegenüber vom Mustermittelpunkt liegt (s. Erläuterungen in Abschnitt 3.2.2). Außerdem wird geprüft, ob der Abstand zum Mustermittelpunkt einen bestimmten Schwellwert¹⁰ überschreitet, da der detektierte Punkt möglicherweise der Mittelpunkt selbst sein könnte. In Abb. 3.46(a) sieht man alle detektierten Punkte und in Abb. 3.46(b) die nach Distanz ausgewählten Punkte für einen bestimmten Strahl.
- ii. *Mittelpunktdistanzbestimmung*: Nun werden die Distanzen zwischen Mustermittelpunkt und den zugeordneten Punkten gemessen und nach der Größe sortiert. Dadurch werden die Punkte auf dem Strahl sequentiell angeordnet und Nachbarschaften sind bekannt. Dann wird geprüft, ob zwei benachbarte Punkte eine zu geringe Distanz zueinander aufweisen (abhängig auch von dem mittleren Radius aller detektierter Punkte) und ggf. wird einer entfernt. Auch dies dient dazu, falsch detektierte Punkte aus der Liste auszuschließen.
- iii. *Zwischenbereich-Analyse*: In diesem Schritt wird der Zwischenraum zwischen bereits gefundenen Punkten auf dem Strahl auf in Schritt 3 übersehene Kreise untersucht (s. Abb. 3.46(c)). Dies ist wichtig, da der Doppelverhältnis-Zuordnungsprozess nur bei direkt benachbarten Punkten funktioniert. Deshalb dürfen keine Nachbarn übersehen werden. Die folgenden Teilschritte werden dazu ausgeführt:
 - A. *Kontur-Model-Suche*: Dazu wird zunächst einer der beiden Punkte, deren Zwischenraum untersucht wird, ausgewählt und aus dem Bild ausgeschnitten (s. Abb. 3.47(a)). In diesem Teilbild wird der abgebildete Kreis nun geschärft, d.h.

¹⁰Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Schwellwert von 3 px bewährt.

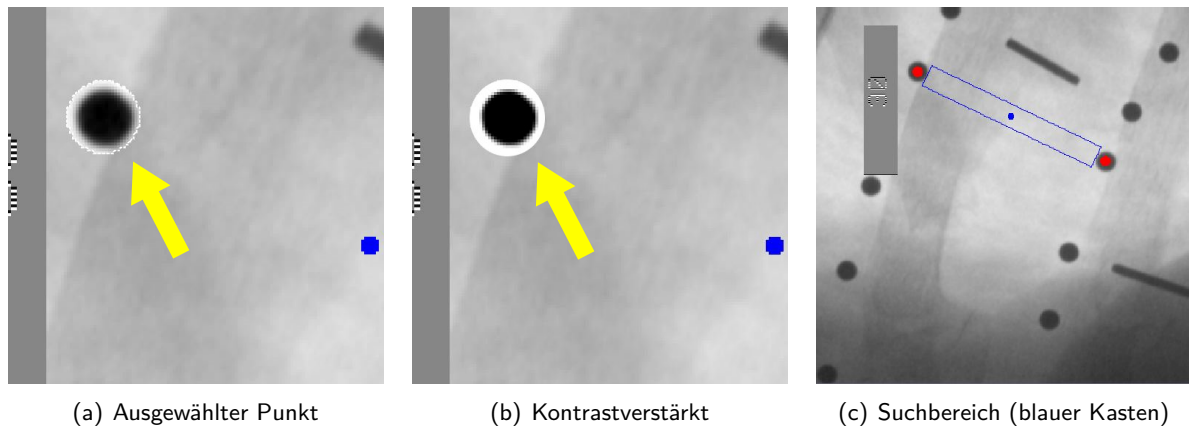


Abbildung 3.47.: Zwischenbereich-Analyse mit Kontur-Model-Suche

die hochfrequenten Bereiche, wie Kanten und Ecken, werden hervorgehoben (s. Abb. 3.47(b)). Danach wird aus diesem Teilbild ein Kontur-Modell für den folgenden Suchschritt erzeugt. Nun wird der Bereich zwischen den beiden äußeren Testpunkten in Form eines Rechtecks aus dem Bild ausgeschnitten. Das Rechteck ist etwa so lang, wie der Zwischenraum, der untersucht werden soll, und die Breite entspricht in etwa dem mittleren Radius aller detektierten Punkte. Es bildet also den Suchbereich, auf welchem das erstellte Kontur-Modell nun gesucht wird. In Abb. 3.47(c) ist ein solcher Suchbereich beispielhaft zu sehen.

- B. *Kantendetektion*: Falls eine zu dem ersten Testpunkt ähnliche Form gefunden wurde, wird an dieser Stelle wieder ein kreisförmiger Bereich mit dem durchschnittlich gemessenen Radius ausgeschnitten. In diesem begrenzten, ausgeschnittenen Bereich werden dann die Schritte 3-6 im Abschnitt zur **Punkt-detektion** in Kapitel 3.4.1 mehrmals mit unterschiedlichen Parametern ausgeführt.
- C. *Regionensegmentierung*: Wurden Punkte gefunden, wird der Suchbereich nochmal gaussgefiltert und ähnlich dem Schritt 1 im Abschnitt zur **Strahlenfindung** in Kapitel 3.4.1 segmentiert. Nun werden Bereiche, die ein bestimmtes Kreisförmigkeitskriterium erfüllen und deren Flächeninhalt innerhalb eines bestimmten Bereiches (abhängig von dem mittleren Radiuswert aller detektierten Kreise) liegen, ausgewählt. Von diesen segmentierten Kreisen wird nun der Mittelpunkt bestimmt und sie werden der Liste der detektierten Punkte auf dem Strahl zugefügt.

Am Ende dieses Schrittes müssen die gemessenen Distanzen zum Mittelpunkt neu berechnet und die Liste der detektierten Punkte neu sortiert werden.

- b) *Quellpunkt-Distanz zum Mittelpunkt*: Nun werden alle detektierten Punkte eines bestimmten Winkels auf ihre Positionen im Quellmuster zugeordnet. Hierbei geht es darum, zu bestimmen, wie die Distanz des jeweiligen Punktes zum Mittelpunkt im dreidimensionalen Kalibrierungsmuster ursprünglich, also vor Projektion, gewesen ist. Die genauen Koordinaten im Muster können noch nicht bestimmt werden, da der Quellwinkel zu dem untersuchten Winkel noch nicht bekannt ist. Hier wird zum ersten Mal die projektive

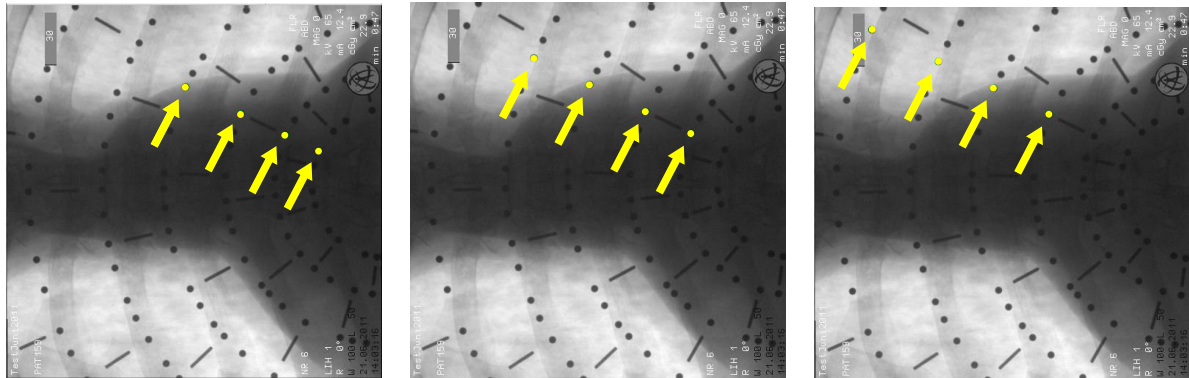


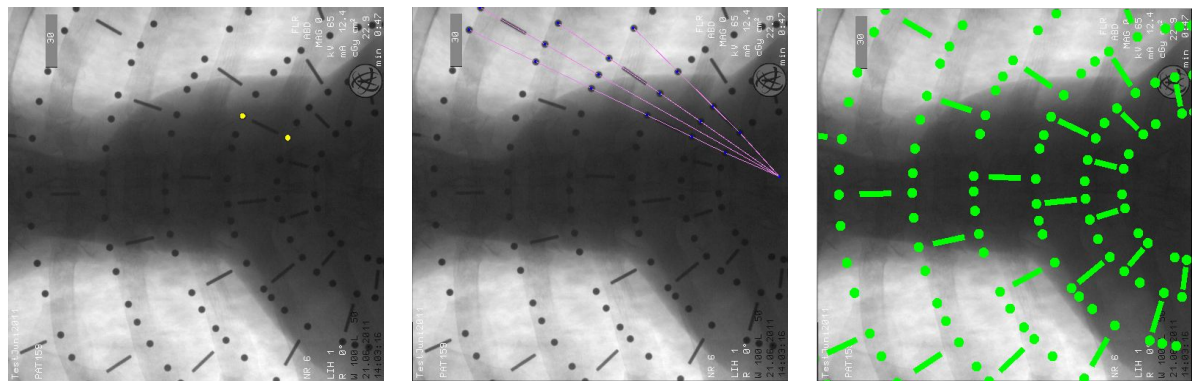
Abbildung 3.48.: Sequentielles Abarbeiten der 4er-Gruppen von Zielpunkten (grün) auf einem Strahl.

Invarianz des Doppelverhältnisses genutzt. Dieser Schritt kann folgendermaßen unterteilt werden:

- i. *Quellpositionsbestimmung*: Falls mehr als 3 Zielpunkte detektiert wurden, wird nun die Zuordnung von Zielposition zu Quellposition vorgenommen. Dazu werden zunächst jeweils 4 benachbarte Quellpunkte ausgewählt und der Doppelverhältniswert ihrer Distanzen berechnet. Nun werden auch nacheinander alle Zielpunkte abgearbeitet und der Doppelverhältniswert zu je 4 benachbarten Zielpunkten bestimmt. Dabei wird sowohl bei den Quell- als auch bei den Zielpunkten immer ein weiterer Punkt auf dem Strahl hinzugenommen und der erste Punkt der 4er-Gruppe fällt raus, so dass immer jeweils 4 Punkte für die Doppelverhältnisbestimmung verfügbar sind. Abb. 3.48(a), 3.48(b) und 3.48(c) zeigen, wie die Zielpunkte sequentiell abgearbeitet werden. Die Doppelverhältnisse von Zielpunkt-Gruppe und Quellpunkt-Gruppe werden dann stets verglichen und die Differenz gebildet. Je nach Anfangspunkt einer Quellpunkt-4er-Gruppe kann so ein Durchschnittswert der Doppelverhältnisdifferenzen gebildet werden. Diese Durchschnittswerte werden in einer Liste gespeichert und zuletzt werden alle Quellpunktkombinationen ausgewählt, die einen bestimmten Schwellwert ¹¹ unterschreiten. Man erhält also eine Liste von Quellpunktgruppen, deren Doppelverhältnisse mit denen der Zielpunktgruppe fast übereinstimmen.
- ii. *Stäbchenposition-zu-Winkel*: In diesem Schritt wird noch eine Liste von möglichen Quellwinkeln aufgrund der Stäbchenpositionen bestimmt. Dazu wird zu jeder Quellpunktgruppe zunächst die Position des Stäbchens auf dem Strahl bestimmt. Hierfür werden einfach die beiden Punkte mit der kleinsten Distanz zum Stäbchenzentrum auf diesem Strahl bestimmt (s. Abb. 3.49(a)). Jeder dieser Punkte besitzt ja mittlerweile mindestens eine zugeordnete Position oder Distanz zum Mittelpunkt. Die Positionen aller Stäbchen im Kalibrierungsmuster sind von Anfang an bekannt, d.h., es gibt eine Liste, die jedem Stäbchen bzw. jeder Stäbchenposition auf einem Strahl eine Menge von Winkeln zuordnet. Aufgrund dieser Liste können also bei bekannter Position des detektierten Stäbchens nun mögliche Quellwinkel ausgesucht werden.
- iii. *Quellwinkelbestimmung*: In diesem Schritt werden jeweils vier benachbarte detek-

¹¹Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Schwellwert von 0,1 bewährt.

3. Pose Estimation



(a) Zwei Punkte (gelb) mit geringster Distanz zu Stäbchenmittelpunkt. (b) Vier detektierte benachbarte Winkel bzw. Strahlen (blau). (c) Rückprojektion aller Mustermarker mit berechneter Pose.

Abbildung 3.49.: Stäbchenposition-zu-Winkel-Zuordnung, Quellwinkelbestimmung und Rückprojektion.

tierte Strahlen bzw. Winkel ausgewählt und zunächst deren Doppelverhältniswert berechnet (s. Abb. 3.49(b)). Dann wird die im vorherigen Schritt aufgrund der Stäbchenpositionen berechnete Liste von möglichen Quellwinkeln zu Rate gezogen und Testquellwinkel ausgewählt. Von diesen ausgewählten 4 Winkeln wird dann wiederum das Doppelverhältnis berechnet. Falls die Differenz zwischen Quelldoppelverhältnis und Zieldoppelverhältnis einen bestimmten Schwellwert¹² überschreitet, wird dasselbe mit dem nächstbesten Quellwinkelpaar ausprobiert. Scheitert man auch hier, müssen diese 4 Zielgeraden leider verworfen werden. Wird der Schwellwert aber unterschritten, werden die zugehörigen Quellwinkel ausgewählt.

Aufgrund dieser Quellwinkel und der im vorherigen Schritt berechneten Quellpunktpositionen auf dem Strahl können nun die tatsächlichen Quellkoordinaten der Punkte berechnet werden. Die Zuordnung von Zielpunktkoordinaten zu Quellpunktkoordinaten dieser 4×4 detektierten Punkte wird nun genutzt, um eine vorläufige Posensbestimmung durchzuführen. Diese Pose wird dann wiederum genutzt, um eine Projektion der vorher bestimmten Quellpunkte zu kalkulieren. Die Distanzen der projizierten Zielpunkte zu den Quellpunkten wird bestimmt und somit ein Fehlerwert in Pixeln im 2D berechnet. Falls dieser Fehler einen bestimmten Schwellwert (hierfür ist es sinnvoll, die Hälfte des mittleren Radiuswertes aller detektierten Kreise zu wählen) unterschreitet, wird angenommen, dass die ausgesuchten Quellwinkel tatsächlich richtig sind und diese werden zusammen mit der berechneten Pose (wird später als initiale Posenschätzung verwendet) gespeichert. Ansonsten wird die nächste Winkelkombination getestet.

8. *Posenschätzung*: Hier erfolgt nun der Schritt, auf den die vorherbeschriebenen Schritte alle hingearbeitet haben. Die gefundenen Zuordnungen von Ziel- zu Quellpunktkoordinaten wird verwendet, um die Pose zu bestimmen, aus der die Aufnahme gemacht wurde. Als initiale Posenschätzung wird aus den in Schritt 7(b)iii bestimmten Posen die beste ausgesucht. Als

¹²Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testbildern hat sich ein Schwellwert von 0,2 bewährt.

intrinsische Parameter werden die in Schritt 1 eingelesenen Kameraparameter verwendet. Die Methode liefert auch einen Fehlerwert in Pixeln zurück.

9. *Rückprojektion*: In diesem letzten Schritt wird die berechnete Pose benutzt, um sowohl alle zugeordneten Quellpunkte als auch alle Stäbchen, die in dem Bildbereich liegen, zurückzuprojizieren (s. Abb. 3.49(c)). Dieser Schritt dient vor allem der in Kapitel 3.4.2 beschriebenen Markerentfernungsmethode.

4. Navigation

4.1. Segmentierung

4.1.1. Bronchialbaum

Die präoperative Bronchialbaumsegmentierung ist eine wesentliche Voraussetzung für die intraoperative Bronchoskopie-Navigation. Obwohl dieses Thema in der Literatur schon seit fast 20 Jahren untersucht wird und es zahlreiche unterschiedliche Ansätze und Ideen zur Lösung dieses Problems gibt [49, 150, 25], stoßen alle Verfahren letztlich an ihre Grenzen. Vor allem die Segmentierung der kleineren Bronchien in höheren Verzweigungsgenerationen stellt sich als äußerst schwierig heraus. Die Bronchien mit geringem Durchmesser sind zum einen sehr schwer von ihrer Umgebung im CT zu unterscheiden und zum anderen wächst ihre Zahl eben mit jeder Verzweigung exponentiell. Dies macht es sogar für einen geübten Arzt schwierig, sie manuell zu segmentieren. Auch deshalb wäre eine sowohl schnellere als auch robustere und genauere automatische Bronchialbaumsegmentierung erstrebenswert.

In dieser Arbeit aber liegt der Fokus nicht auf dem Thema der Bronchialbaumsegmentierung. Außerdem werden für die Bronchoskopie meist nur die ersten Verzweigungen und dickeren Bronchien benötigt, da das Bronchoskop normalerweise nicht weiter eingeführt werden kann, da limitiert durch seinen Durchmesser. Ich habe mich deshalb dazu entschieden, mehr Wert auf Robustheit und Genauigkeit bei der Detektion von dickeren Verzweigungen als auf die Anzahl der gefundenen Zweiggenerationen, d.h. die Tiefe des Baumes, zu legen.

Im MICCAI Workshop EXACT '09 („Extraction of Airways from CT“, [88]) wurden aktuelle Bronchialbaumsegmentierungsverfahren an demselben Datensatz getestet und die Ergebnisse gegenübergestellt. Für das in dieser Arbeit entwickelte Navigationssystem wurde entschieden, die Methode zu wählen, die eine sehr niedrige Falsch-Positiv-Rate und gleichzeitig eine hohe Anzahl an Verzweigungen vorweisen konnte. Diese von *Tschirren et al.* [138] entwickelte Methode arbeitet semi-automatisch. Eine erste grobe Segmentierung erfolgt automatisch, während die dünneren Bronchien dann manuell bzw. semiautomatisch markiert werden können. Diese Methode ist laut den Autoren in einem kommerziellen System im Einsatz.

Da für unseren Anwendungsfall eine grobe Segmentierung ausreicht und die genannte Methode wenig aufwändig und vor allem schnell ist, wurde nur der automatische Teil der Methode implementiert. Die Methode benötigt als Eingabedaten sogenannte *Seed Points* (engl.: Saatpunkte), die in der Trachea liegen müssen. Diese dienen dann als Ausgangspunkte für die nachfolgende Segmentierung. Zur Generierung von automatischen Seed Points innerhalb der Trachea wurde eine einfache, auch von *Tschirren et al.* in [138] vorgestellte Methode genutzt. Im Folgenden sollen die beiden Algorithmen zur automatischen Trachea-Findung und zur groben Segmentierung des Bronchialbaums erläutert werden.

Trachea-Detektion

Die Trachea wird in mehreren Schritten gefunden:

1. *Schwelwertfilterung*: Die axialen Schichten s_a des CT werden im Schichtbereich $[15, \frac{N_{axial}}{2}]$ durchlaufen und eine Art Schwellwertfilterung angewendet, bei der jedes Pixel entweder dem Vordergrund $F(x, y)$ oder dem Hintergrund $B(x, y)$ zugeordnet wird. Dies hängt auch von der 9er-Nachbarschaft $N_9(x, y)$ des jeweiligen Pixels $s_a(x, y)$ und deren HU-Werten (Hounsfield Unit) $d(s_a(x, y))$ ab. Es entstehen dann mit einem Schwellwert $t = -300 \text{ HU}$ gefilterte axiale Schichten T_a :

$$F(x, y) = \{(x', y') : \forall (x', y') \in N_9(x, y), d(s_a(x', y')) \leq t\} \quad (4.1)$$

$$B(x, y) = \{(x', y') : \forall (x', y') \in N_9(x, y), d(s_a(x', y')) > t\} \quad (4.2)$$

$$T_a(x, y) = \begin{cases} 255 & \text{falls } |F(x, y)| > |B(x, y)| \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \quad (4.3)$$

2. *Klassifizierung*: Schichtweise werden nun die Vordergrund-Pixel einer *Connected Components-Analyse* unterzogen und auf dem Ergebnis dann ein *Border Tracing-Algorithmus* [127] angewendet. Auf den entstandenen Objekten kann nun der Flächeninhalt A (Anzahl der Pixel) und der Umfang c (Summe der Segmentlängen des Borderpolygons) berechnet werden. Aus diesen kann dann die sogenannte Kompaktheit $\sigma \in [0, 1]$ des Objektes bestimmt werden:

$$\sigma = \frac{4\pi A}{c^2} \quad (4.4)$$

Für $\sigma = 1$ ist das Objekt also vollkommen kreisrund, während kleinere Werte Abweichungen von der Kreisförmigkeit angeben. Nun erfolgt eine Auswahl der gefundenen Objekte nach diesen Kriterien. Nur Objekte mit $\sigma > 0.2$ und $40 \text{ mm}^2 < A < 500 \text{ mm}^2$ werden für den folgenden Schritt betrachtet.

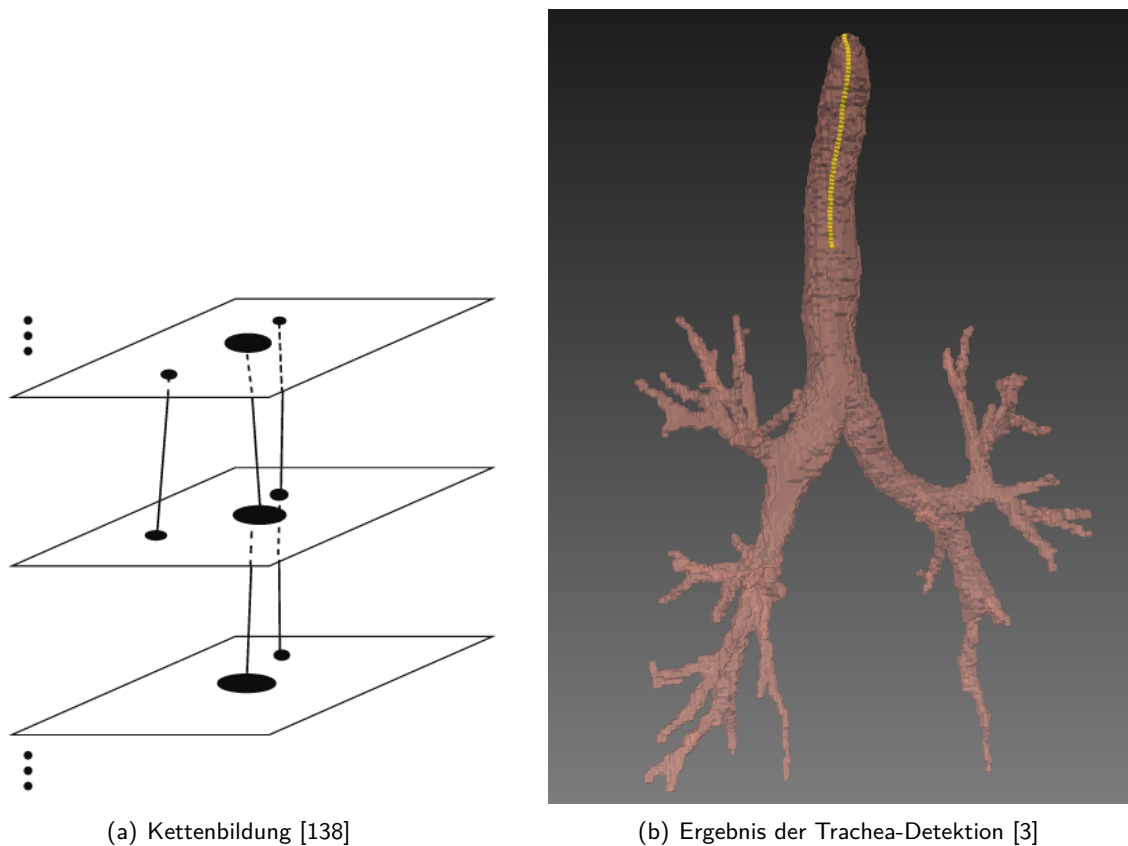
3. *Kettenbildung*: In diesem Schritt werden die Objekte der axialen Schichten nun zu zusammenhängenden Ketten zusammengefasst. Das hierfür verwendete Kriterium ist die sogenannte *Ähnlichkeit* ς zwischen zwei Vordergrundobjekten f_1 und f_2 . Dazu muss zum einen die euklidische Distanz $d(f_1, f_2)$ zwischen den Schwerpunkten der Objektpolygone bestimmt werden und zum anderen der kreisäquivalente Radius des ersten Objekts. Für die Berechnung der Ähnlichkeit werden aber nur Objekte mit einer maximalen Distanz von $d(f_1, f_2) \leq 2$ betrachtet:

$$d(f_1, f_2) = \sqrt{(x_{centroidf_1} - x_{centroidf_2})^2 + (y_{centroidf_1} - y_{centroidf_2})^2} \quad (4.5)$$

$$r_{circf_1} = \sqrt{\frac{A_{f_1}}{\pi}} \quad (4.6)$$

$$\varsigma(f_1, f_2) = 1 - \frac{d(f_1, f_2)}{r_{circf_1}} \quad (4.7)$$

Nun wird zu jedem Vordergrundobjekt f_1 ein weiteres Objekt f_{max} gesucht, das die größte Ähnlichkeit $\varsigma(f_1, f_{max})$ aufweist, und so eine oder mehrere Ketten gebildet (s. Abb. 4.1(a)).



(a) Kettenbildung [138]

(b) Ergebnis der Trachea-Detektion [3]

Abbildung 4.1.: Trachea-Detektion: Kettenbildung und Ergebnis.

4. *Kettenauswahl*: Die so entstandenen Ketten werden noch auf zwei weitere Kriterien untersucht, nämlich den durchschnittlichen kreisäquivalenten Radius und die durchschnittliche Positionierung in transversaler Richtung (s. Patientenachsen in Abb. 3.13(a)). Man geht davon aus, dass die Trachea grob kreisförmig ist und etwa in der Mitte in transversaler Richtung liegt. Nun wird geprüft, ob die Kette mit dem besten kreisäquivalenten Radiuswert und die Kette mit dem besten Positionierungswert ein und dieselbe Kette darstellen. Dann wird diese als Trachea markiert. Falls nicht, ist die Wahrscheinlichkeit groß, dass eine der Ketten die Speiseröhre ist, während die andere die Trachea darstellt. Um diese beiden zu unterscheiden, wird nun die durchschnittliche Position in sagittaler Richtung (hier y) gemessen:

$$\bar{y}_{centroid} = \frac{1}{N} \sum_{i=0}^{N-1} c_y \quad (4.8)$$

Hier geht man davon aus, dass die Speiseröhre immer anterior zu der Trachea liegt und wählt somit die Kette mit dem kleineren Wert aus (falls die y -Koordinate von anterior nach posterior wächst).

Abb. 4.1(b) zeigt beispielhaft das Ergebnis einer Trachea-Detektion nach diesem Algorithmus.

Bronchialbaumsegmentierung

Die hier verwendete Region Growing-Methode ist in den Grundzügen auch in [138] zu finden. Da dort aber angenommen oder vorausgesetzt wird, dass im Anschluss an den Algorithmus eventuell aufgetretene Leckstellen oder Leakages (engl.: Auslauf) manuell entfernt werden, wurde die Methode in der von mir betreuten Masterarbeit von Kai Kratz [3] an einigen Stellen so angepasst, dass ein eher konservativer Ansatz entstanden ist. Im Folgenden wird diese Methode schrittweise erläutert:

1. *Gaussfilterung*: Als Vorverarbeitungsschritt wird ein Gauss-Filter mit $\sigma = 1$ auf das gesamte Volumen angewendet. *Graham et al.* schlagen dies in [52, 51] vor, um durch die Glättungsoperation kleine Löcher in der Bronchialwand zu schließen. Die deutliche Darstellung der großen Bronchien wird dadurch nur sehr geringfügig beeinträchtigt. Es wird hier also zugunsten der Robustheit ein wenig Genauigkeit "geopfert". Ein erfreulicher Nebeneffekt ist auch die Beschleunigung des ganzen Verfahrens hierdurch.
2. *Flood Filling und Connected Component Thresholding*: In diesem Schritt erfolgt nun das eigentliche Region Growing und zwar unter Verwendung eines Flood Fill-Algorithmus und einem Connected Component Thresholding. Das bedeutet, man geht von einem Seed Point aus und betrachtet alle seine Nachbarvoxel. Erfüllt mindestens einer dieser Nachbarn ein bestimmtes Schwellwert-Kriterium, wird dieses markiert und von diesem ausgehend wieder nach Nachbarvoxeln mit entsprechender Eigenschaft gesucht. Dies entspricht also einer Tiefensuche. Der Schwellwert, der hier verwendet wird, wird anfangs durch den gewählten Seed Point bestimmt. Im vorliegenden Fall wird unter allen Seed Points der Trachea-Detektion derjenige ausgewählt, der den geringsten HU-Wert aufweist. Nach einer vollständigen Iteration wird der Schwellwert um 1 erhöht und folgende Kriterien untersucht:
 - a) *Maximales Volumen*: Das Gesamtvolumen der bisher segmentierten Bereiche wird gemessen. Dieses sollte die durchschnittlichen anatomischen Eigenschaften eines Menschen nicht verletzen. Der Schwellwert hierfür wurde deshalb auf 50 – 75 ml gesetzt, was etwa der Hälfte des menschlichen Totraums¹ entspricht. Bei Überschreiten dieses Wertes wird das Verfahren hier abgebrochen.
 - b) *Maximales Wachstum*: Der Wachstumsfaktor wird zwischen zwei Iterationsschritten anhand des Volumens bestimmt. Der Schwellwert hierfür wird erst verwendet, wenn ein Volumen von mindestens 40 ml erreicht ist, da gerade am Anfang sehr starkes Wachstum zu erwarten ist. Falls danach aber ein bestimmter Schwellwert erreicht wurde, wird der Algorithmus abgebrochen. Davor wird aber der letzte Region Growing-Schritt rückgängig gemacht, da hier mit hoher Wahrscheinlichkeit ein Auslaufen passiert ist. Abb. 4.2(a) und 4.2(b) zeigen dies an einem Beispiel.
 - c) *Maximaler Schwellwert*: Dieser Schwellwert bestimmt, bis zu welchem HU-Wert ein Bereich noch als zu der Segmentierung zugehörig erachtet werden soll. Es soll verhindert werden, dass auch HU-Werte, die nicht mehr der Luft entsprechen, genutzt werden. Bei Überschreiten wird abgebrochen.

¹Als Totraum bezeichnet man den nicht am Sauerstoffaustausch beteiligten Teil des luftleitenden Systems. Er beginnt mit dem Rachenraum und geht über den Kehlkopf (Larynx), die Luftröhre (Trachea) und die Bronchien bis hin zu den Bronchioli Respiratorii. Die dann folgenden Alveolen führen den Gasaustausch aus. In der Regel beträgt das Totraumvolumen ca. 120-150ml.

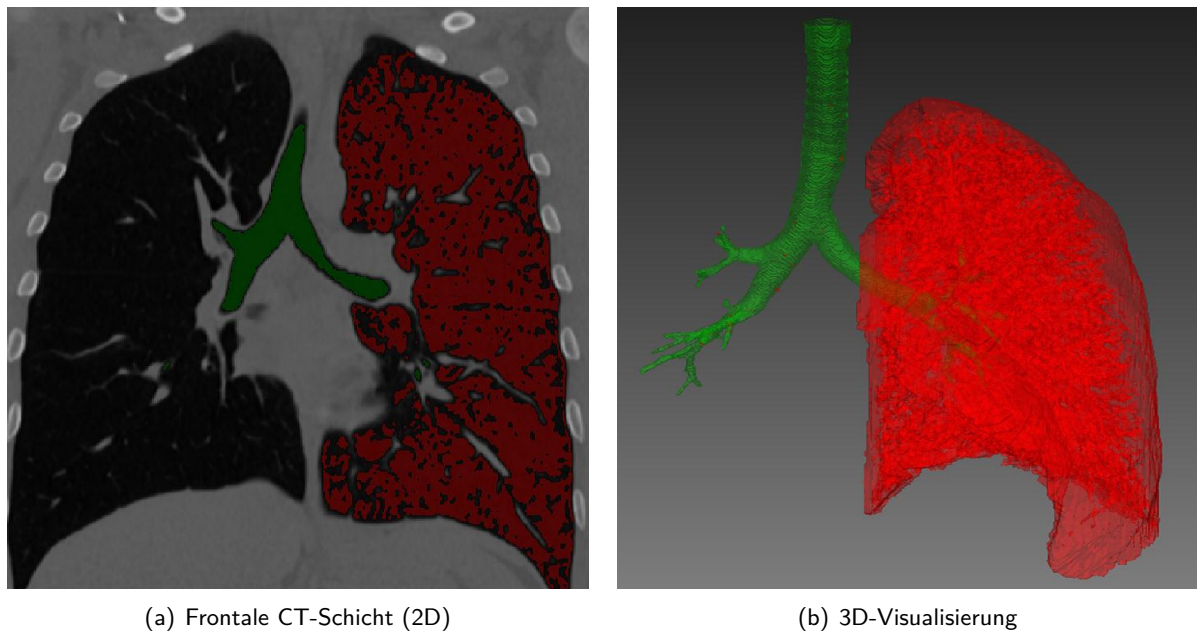


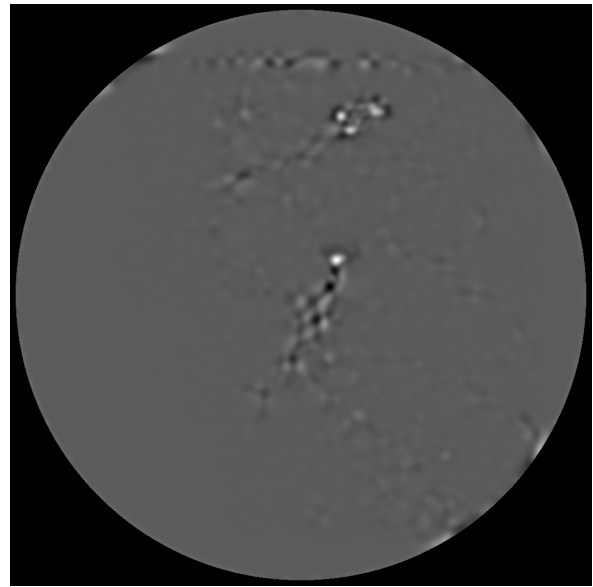
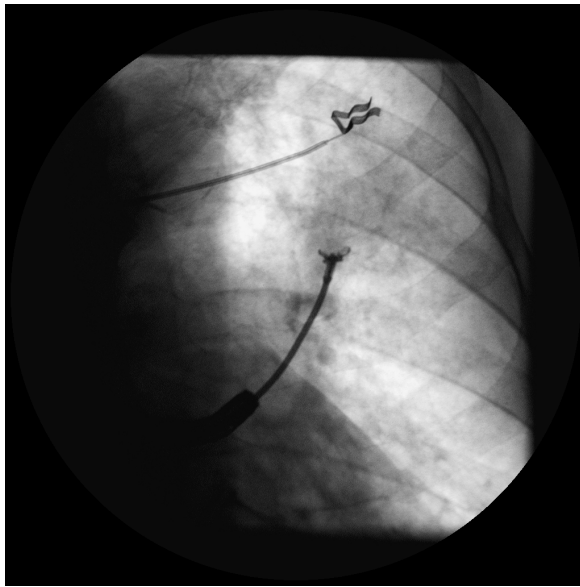
Abbildung 4.2.: Auftreten von Leakage: Korrekte (grün) und falsche (rot) Segmentierung. [3]

In Kapitel 5.2.1 werden die am besten passenden Parameter auf mehreren unterschiedlichen CT-Datensätzen gesucht und evaluiert.

4.1.2. Bronchoskopische Instrumente

Da die teilweise kontinuierliche Durchleuchtung der Lokalisierung der Bronchoskopspitze und noch viel mehr der Spitze des durch den Arbeitskanal des Bronchoskops geführten Operationsinstrumentes, meist eine Biopsienadel oder -zange, dient, ist mindestens eines dieser beiden Werkzeuge stets auf der Fluoroskopie sichtbar. Um nun die dreidimensionale Position innerhalb des Bronchialbaumes zu bestimmen, wird neben der C-Bogen Pose (s. Abschnitt 3.5.2), der initialen Patientenregistrierung (s. Abschnitt 4.2) und der Bronchialbaumsegmentierung (s. Abschnitt 4.1.1) auch die genaue 2D-Position der Instrumentenspitze auf dem Fluoroskopiebild benötigt.

Es ist sicherlich möglich, dass diese Position manuell vom Arzt ausgewählt wird, aber besonders bei kontinuierlicher Durchleuchtung ist eine automatische Detektion erstrebenswert. Eine einmal detektierte Instrumentenspitze lässt sich danach leicht auf den folgenden Bildern verfolgen, da sowohl die aktuelle Position als auch die aktuelle Form (auch diese kann sich ändern, z.B. kann eine Zange offen oder zu sein) sich nur geringfügig ändern werden. Falls doch einmal eine Korrektur oder erneute Initialisierung notwendig wird, lässt sich dies durch eine automatische Detektion viel einfacher und schneller realisieren als durch eine manuelle Auswahl. Deshalb habe ich eine automatische Detektionsmethode, sowohl für die Spitze eines Bronchoskops als auch einer Biopsiezange, entwickelt [4]. In Kapitel 5.2.2 und 5.2.2 finden sich alle Informationen (z.B. Laufzeiten) zu den durchgeführten Tests.



(a) Thorax-Aufnahme mit Bronchoskop, Biopsienadel und (b) Determinante der Hesse-Matrix auf das Eingabebild angewendet.
(Eingabebild).

Abbildung 4.3.: Blob-Detektion auf typischen Fluoroskopie-Eingabebild aufgrund der Determinante der Hesse-Matrix

Herausforderungen

Die Durchleuchtungsaufnahmen, auf welchen eine solche automatische Detektion funktionieren muss, sind vielfältig, sowohl bezüglich ihrer Aufnahmeparameter als auch ihres Inhalts. Dennoch wurde eine generalisierbare Lösung gesucht, die folgende Herausforderungen erfolgreich meistert:

1. *Form- und Größenunterschiede der Zielobjekte:* Ein Bronchoskop ist verhältnismäßig dick und starr im Vergleich zu einer Biopsiezange, die ja bekanntlich durch das Bronchoskop geführt werden muss und dadurch dünner und flexibler ist. Damit unterscheiden sich ihre Abbildungen auf einem Röntgenbild auch erheblich in ihrer Größe und vor allem an der Spitze auch an der Form. Im Falle der Biopsienadel gibt es sogar eine hohe Formvariabilität innerhalb desselben Werkzeugs, da das Instrument geöffnet und geschlossen werden kann und nicht in alle Richtungen symmetrisch ist. Somit variiert also auch das Röntgenbild der Spitze desselben Instruments erheblich in seiner Form. Abb. 4.3(a) zeigt beispielhaft eine Fluoroskopie, auf dem die Spitze eines Bronchoskops und eine geöffnete Biopsiezange, die aus dem Arbeitskanal des Bronchoskops herausragt, abgebildet sind.
2. *Andere Operationswerkzeuge:* In den meisten Fällen sind neben den bronchoskopischen Instrumenten auch andere Operationsmaterialien auf dem C-Bogen-Bild zu sehen. Dazu gehören z.B. Zangen, Katheter oder Klammern. Diese Objekte, die meist auch länglich und flexibel sind, führen eine Instrumentendetektionsmethode in die Irre, da sie von den bronchoskopischen Instrumenten rein von der Form oder ihren Helligkeitswerten nicht zu unterscheiden sind. Zudem ist die Menge der möglichen Operationswerkzeuge groß und somit nicht im Vorhinein abschätzbar und damit ausschließbar. Auch kann es passieren, dass diese metallischen Objekte,

die eigentlich gesuchten Instrumente überlagern und somit deren Detektion erschweren. Auf Abb. 4.3(a) ist auch ein solch störendes Operationswerkzeug zu sehen.

3. *Anatomische Strukturen:* Da die intraoperativen Aufnahmen vom Thorax des Patienten gemacht werden, enthalten diese eine Vielzahl von anatomischen Strukturen. Während die Organe, wie z.B. das Herz oder die Lunge, aufgrund ihres schlecht kontrastierten Weichteilgewebes eher weniger störend sind, stellen dunkel dargestellte Knochenstrukturen, wie die Wirbelsäule und die Rippen, ein Problem für die Instrumentendetektion dar. Besonders wenn das Bronchoskop entlang der Trachea und somit im Bereich der Wirbelsäule geführt wird, ist der Kontrast zum Hintergrund sehr gering bzw. das gesuchte Instrument wird teilweise verdeckt. In Abb. 4.3(a) ist beispielhaft ein sehr dunkler Bereich in der Nähe der Wirbelsäule zu erkennen, der einen Teil des Bronchoskopschlauches, der dort entlang führen muss, gänzlich undetektierbar macht.
4. *Nicht sichtbare und verdeckte Bereiche:* Teile des gesuchten bronchoskopischen Werkzeugs werden meist nicht auf dem C-Bogen-Bild sichtbar sein, da der operierende Arzt lediglich an der Spitze des Instrumentes interessiert ist. Es kann sogar vorkommen, dass der Bronchoskopschlauch an einer Stelle nur unterbrochen dargestellt wird. Das bedeutet für die Detektionsmethode wiederum, dass z.B. Informationen über die Länge des bereits in den Bronchialbaum eingeführten Instruments oder andere Annahmen, die damit im Zusammenhang stehen, nicht verwendet werden können. Auch dieser Aspekt ist in Abb. 4.3(a) deutlich zu sehen.

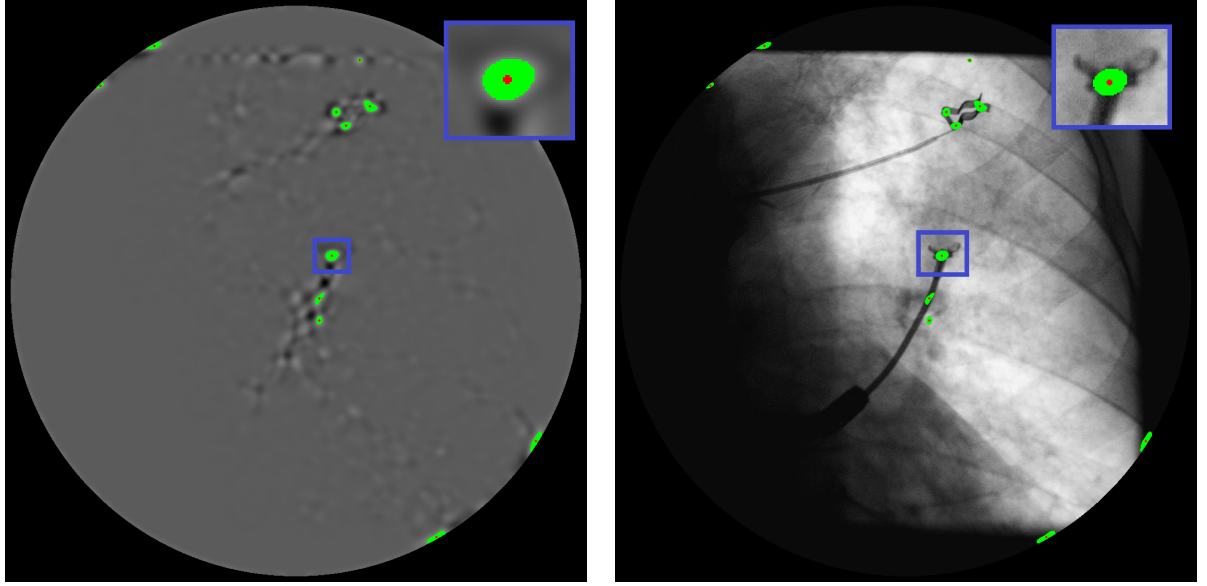
Detektion

Die von mir entwickelte Detektions-Methode lässt sich in drei Teile unterteilen, die nacheinander ausgeführt werden. Zunächst werden die interessanten Strukturen auf dem Bild segmentiert und dann auf die Erfüllung bestimmter Kriterien untersucht (**Kandidatenauswahl**). Falls sich aus diesen Strukturen ein langer schlauchartiger Pfad kombinieren lässt, werden diese ausgewählt (**Synthese**). In einem letzten Schritt werden noch fälschlicherweise als bronchoskopisches Instrument erkannte Strukturen aus der Ergebnisliste entfernt und so Falsch-Positive ausgeschlossen (**Bereinigung**). Dies geschieht aufgrund der begründeten Annahme, dass bronchoskopische Instrumente sich *nur* innerhalb des (projizierten) Bronchialbaumes befinden können.

Kandidatenauswahl Dieser Schritt ist als eine Art Vorverarbeitungsschritt zu verstehen, bei dem Bereiche innerhalb des Bildes identifiziert werden, die potentiell entweder eine Instrumentenspitze oder einen Teil des Instrumentenschlauches (im Folgenden auch Instrumentenkörper oder -bauch genannt) abbilden. Während die Spitze meist aufgrund ihrer ründlichen und dunklen Struktur erkannt wird, ist der Körper eher röhrenförmig und länglich. Das Ergebnis dieses Schrittes ist eine Menge von Spitzen- und Schlauchkandidaten, aus der dann die geeigneten instrumentenähnlichen Kombinationen im nächsten Schritt ausgesucht werden. Dabei dienen die Spitzen als Startpunkte und die Schläuche als Fortsetzungen bzw. Pfadverlängerungen.

1. *Spitzen:* Sowohl die Bronchoskopspitze als auch die Spitze der Biopsienadel erscheinen leicht dunkler auf einer Fluoroskopieaufnahme als der Rest des bronchoskopischen Instruments. Daher wird eine einfache Blob-Detektionsmethode basierend auf der Determinanten der Hesse-Matrix angewendet:

$$\det(H(I(x,y))) = G_{xx}G_{yy} - G_{xy}^2$$



(a) Ergebnis der Schwellwertfilterung auf dem (b) Resultierende Spitzenkandidaten (*rot*) und deren Ge-
Determinanten-Bild: zusammenhängende Regionen wichtung (*grün*) auf dem Eingabebild.
(*grün*) und deren Mittelpunkte (*rot*).

Abbildung 4.4.: Auswahl der Spitzenkandidaten nach Blob-Detektion

G_{xx} , G_{yy} und G_{xy} werden durch Anwenden von gerichteten zweiten Ableitungen des Gauss-Filters auf das Originalbild I berechnet:

$$G_x = I(x, y) * g_x \text{ mit}$$

$$g_x(x, y; \sigma_0) = -\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_0^4}} x \cdot e^{-(x^2+y^2)/2\sigma_0^2}$$

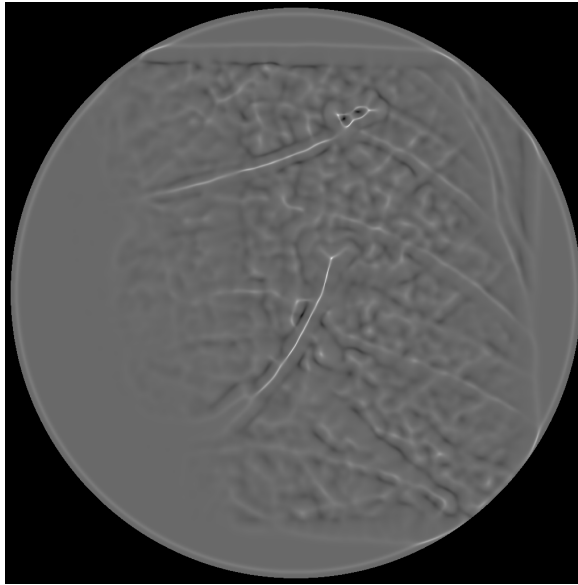
$$G_{xx} = I(x, y) * g_{xx} \text{ mit}$$

$$g_{xx}(x, y; \sigma_0) = -\frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_0^4}} \left(1 - \frac{x^2}{\sigma_0^2}\right) e^{-(x^2+y^2)/2\sigma_0^2}$$

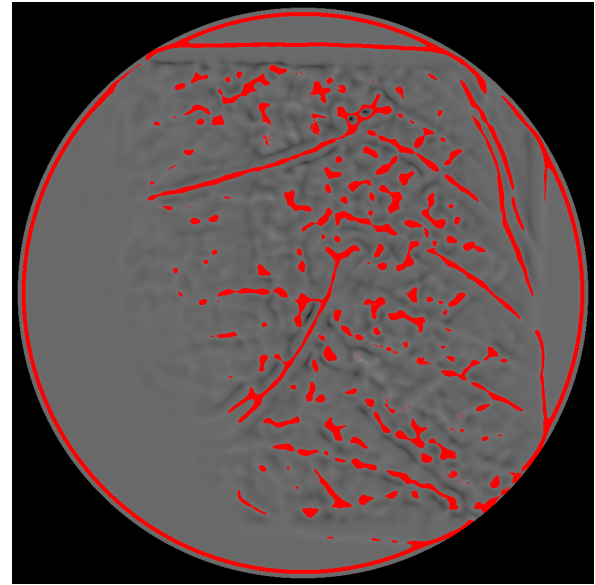
Abb. 4.3(b) zeigt das Ergebnis dieses Schrittes auf einem typischen Eingabebild ausgeführt. Nun werden der maximale (*max*) und minimale (*min*) Grauwert des Ergebnisbildes berechnet und ein unterer Schwellwert t_{low} definiert:

$$t_{low} = \frac{max + min}{2}$$

Auf $det(H(I(x, y)))$ wird nun ein Schwellwertfilter mit unterem Schwellwert t_{low} und oberen Schwellwert $t_{up} = max$ angewendet. Das Ergebnis wird nun in zusammenhängende Regionen unterteilt und die Fläche und der Mittelpunkt jeder einzelnen Fläche berechnet. Sortiert nach Größe der Flächen stellen diese Regionenmittelpunkte nun die Spitzenkandidaten dar. Abb. 4.4 zeigt dies exemplarisch an einem Beispiel.



(a) Mittleres Krümmungsbild des Eingabebildes.



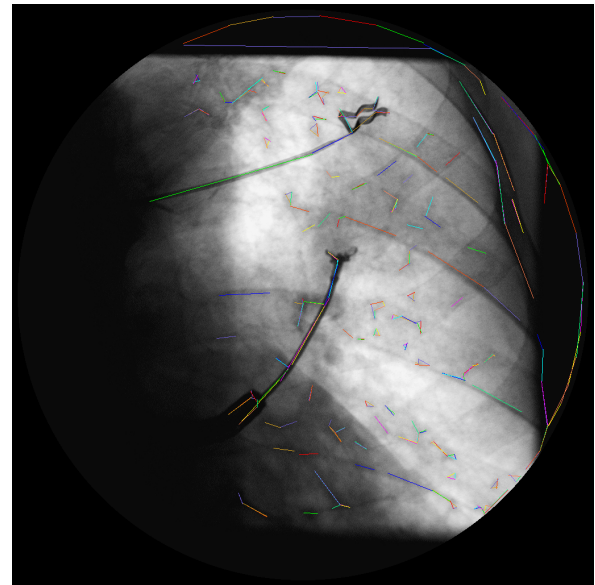
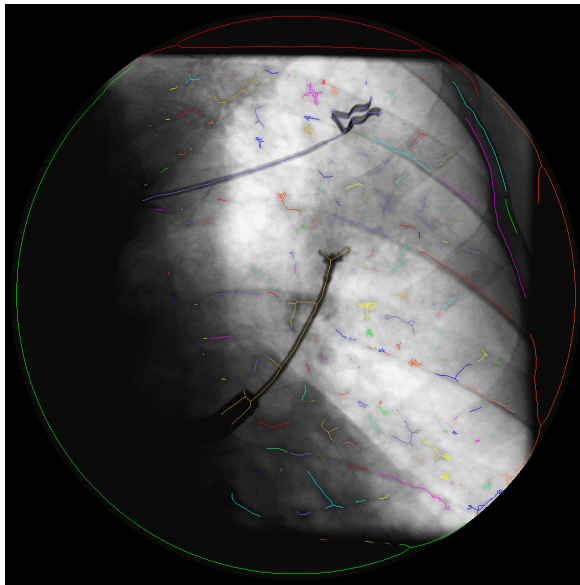
(b) Ergebnis der Schwellwertfilterung auf dem Krümmungsbild: zusammenhängende Regionen (rot).

Abbildung 4.5.: Schlauch-Detektion aufgrund der mittleren Krümmung auf typischem Fluoroskopie-Eingabebild.

2. *Schläuche*: Um schlauchartige Strukturen auf der Fluoroskopie zu erkennen, werden ein weiteres Mal gerichtete Ableitungen des Gauss-Filters auf das Originalbild angewendet. Folgendermaßen erhält man dann ein sogenanntes mittleres Krümmungsbild M :

$$\begin{aligned}
 a &= (1 + G_x + G_x * G_{yy}) \\
 b &= 2 * G_x * G_y * G_{xy} \\
 c &= (1 + G_y + G_y * G_{xx}) \\
 d &= (1 + G_x + G_x + G_y + G_y)^{\frac{3}{2}} \\
 M &= \frac{(a - b + c)}{d}
 \end{aligned}$$

Abb. 4.5(a) zeigt beispielhaft ein solches Krümmungsbild angewendet auf das Eingabebild in Abb. 4.3(a). Im nächsten Schritt wird auch hier ein Schwellwertfilter diesmal mit $t_{low} = 0.03$ und $t_{up} = 1$ angewendet. Um besonders dunkle Bereiche des Eingabebildes auszuschließen, wird auch dieses mit den Schwellwerten $t_{low} = 0$ (hell) und $t_{up} = 200$ (dunkel) gefiltert. Nun wird die Schnittmenge beider resultierenden schwellwertgefilterten Bilder gebildet. D.h., nur die Regionen, die in beiden Bildern vorhanden sind, bleiben übrig. Es folgt ein Skeletonisierungsschritt, bei welchem diese Regionen auf pixeldünne Konturen verdünnt werden. Aus diesen werden nun diejenigen ausgewählt, deren Länge zwischen 50 px und 2000 px liegt (s. Abb. 4.6(a)). Auf den verbleibenden Konturen wird nun eine Polygonapproximation nach Ramer [113] mit einer maximalen Distanz von 5 px ausgeführt. Danach werden benachbarte Liniensegmente betrachtet



(a) Ergebnis der Skeletonisierung des Schwellwert-Bildes: (b) Resultierende Schlauchkandidaten auf dem Eingabebild: gerade Linien (*bunt*).
pixeldünne Konturen (*bunt*) auf dem Eingabebild.

Abbildung 4.6.: Auswahl der Schlauchkandidaten durch Skeletonisierung, Polygonapproximation und Geradenanpassung.

und versucht, Kreis- bzw. Ellipsenbögen in diese einzupassen. Falls dies erfolgreich ist, wird der Kreisbogen übernommen, ansonsten bleiben die Liniensegmente als solche erhalten. Nun wird eine einfache Geradenanpassung aufgrund des mittleren Abstandsquadrats (Regressionsgerade) auf den Kreisbögen und Liniensegmenten ausgeführt. Dabei werden auf den Eingabekonturen zunächst 5 gleichmäßig verteilte Punkte ausgewählt. Auf diese Weise entstehen nun gerade Linien, die auf den schlauchförmigen Strukturen auf der Fluoroskopie liegen (s. Abb. 4.6(b)). Diese Menge von Linien repräsentiert die Schlauchkandidatenauswahl.

Synthese Nach Auswahl von Spitzen- und Schlauchkandidaten erfolgt die Synthese bzw. das Zusammenfügen von geeigneten Kandidaten zu einer möglichst langen Pfadstruktur, die einem bronchoskopischen Instrument in Bezug auf bestimmte Eigenschaften ähnlich ist. Hierbei werden alle Spitzenkandidaten als Ausgangspunkte verwendet und die Schlauchkandidaten als mögliche Verlängerungen. Rekursiv werden benachbarte Schlauchkandidaten bestimmt und, falls sie bestimmte Kriterien erfüllen, an den aktuellen Pfad angehängt. Vom Endpunkt des ausgewählten Schlauchkandidaten ausgehend wird dann weitergesucht.

Das erste Kriterium ist die Distanz zum Spitzenpunkt, d.h., nur Schlauchkandidaten, die eine maximale Distanz (10 *px*) zum Spitzenpunkt nicht überschreiten, werden ausgewählt. Ein weiteres Kriterium ist die Länge der Schläuche, d.h., es werden kurze Schläuche ausgeschlossen, damit Ausreißer nicht berücksichtigt werden (Schläuche müssen mindestens 10 *px* lang). Das letzte Kriterium ist der Winkel zwischen den ausgewählten Schlauchkandidaten. Um diesen zu bestimmen, wird für jeden der in Frage kommenden Schläuche zunächst festgestellt, welches seiner beiden Endpunkte am nächsten (Schlauchstart) und am weitesten (Schlauchende) vom Spitzenpunkt oder vorherigen Schlauchende entfernt ist. Vom Schlauchende ausgehend wird dann der nächste Schlauch entspre-

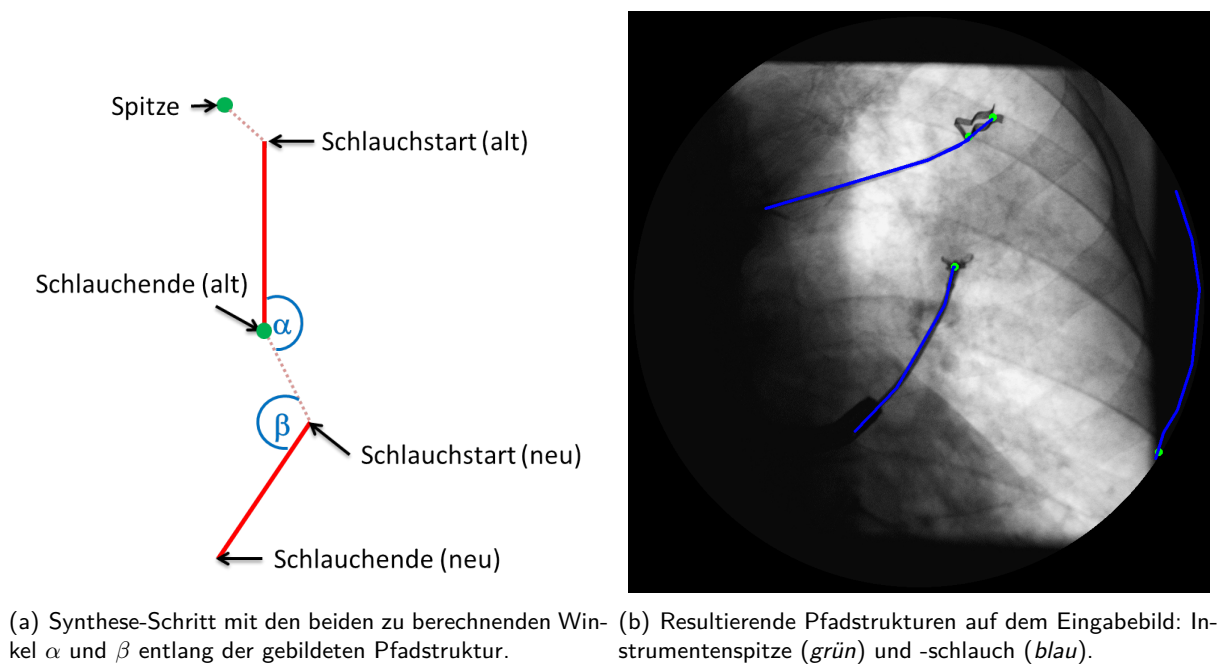


Abbildung 4.7.: Synthese-Schritt und Ergebnis

chend der ersten beiden Kriterien ausgewählt und deren Start- und Endpunkte bestimmt. Nun werden zwei verschiedene Winkel berechnet: der Winkel zwischen dem Schlauchstart des alten Schlauchs, seinem Schlauchende und dem Schlauchstart des neuesten Schlauchs und der Winkel zwischen dem Schlauchende des alten Schlauchs, dem Schlauchstart des neuesten Schlauchs und dessen Schlauchende. Auf diese Weise werden keine Winkel auf dem Pfad ausgelassen. Zur Verdeutlichung sind diese beiden Winkel α und β in Abb. 4.7(a) schematisch dargestellt.

Beide Winkel müssen größer als 120° sein, da so starke Krümmungen des bronchoskopischen Instruments und damit kleinere Winkel ausgeschlossen werden können. Die Auswahl von weiteren Schlauchkandidaten hört auf, sobald eine maximale Anzahl² von angefügten Schlauchteilen erfolgt ist. Im letzten Schritt werden alle gefundenen Pfadstrukturen auf ihre Gesamtlänge hin untersucht und die längste Struktur ausgewählt. Nur Pfade, die eine Mindestlänge, die abhängig von der Bildgröße gewählt wird ($H \times B \times 0,15$) aufweisen, werden als Ergebnis zurückgegeben. Beispielhaft ist ein solches Ergebnis, also eine Reihe von Pfaden mit ausgezeichnetem Spitzenpunkt, in Abb. 4.7(b) zu sehen. Man sieht, dass neben der korrekten Detektion des bronchoskopischen Instruments auch die Klammer und anatomische Strukturen fälschlicherweise segmentiert wurden.

Bereinigung Das Ergebnis des vorangegangenen Syntheseschrittes ist eine Liste von Pfadstrukturen und deren Spitzenpunkten. Leider tauchen auf einem typischen Eingabebild außer der gesuchten Struktur meist auch sehr ähnlich aussehende und somit irreführende Strukturen auf. In diesem Schritt werden die falschen Strukturen ausgeschlossen, d.h., die Ergebnisliste wird bereinigt. Dafür wird eine einfache, aber stets zutreffende, Annahme getroffen und verwendet: sowohl das Bronchoskop als auch eine Biopsiezange bewegen sich immer innerhalb des Bronchialbaumes. Somit liegen auch ihre Pro-

²Auf den in dieser Arbeit verwendeten Testdaten hat sich eine maximale Schlauchteilanzahl von 8 bewährt.



(a) Thorax-Fluoroskopie (DRR). (b) Reprojiziertes DRR des segmentierten Bronchialbaums auf Thorax-Fluoroskopie (DRR). (c) Binärbild des reprojizierten Bronchialbaums (weiß).

Abbildung 4.8.: Erstellung einer Bronchialbaum-Maske aus der reprojizierten Segmentierung.

jektionen innerhalb der Bronchialbaumprojektion. Da wir aufgrund der C-Bogen-Posenschätzung und der initialen Patientenregistrierung die Projektionsparameter kennen, können wir nun den präoperativ segmentierten Bronchialbaum virtuell an der korrekten Position auf die Fluoroskopie projizieren. Damit ist bekannt, wo sich der Bronchialbaum auf der Fluoroskopie abbildet, obwohl er auf der realen Aufnahme kaum sichtbar oder gar segmentierbar ist. Es ist nun möglich, alle außerhalb dieser Bronchialbaumprojektion liegenden detektierten Strukturen aus der Ergebnisliste zu entfernen. Um kleineren Ungenauigkeiten während der Posenbestimmung oder Bronchialbaumsegmentierung zu entgegen, ist es sinnvoll, eine geringfügige Dilatation ($3 - 4 \text{ px}$) des projizierten Bronchialbaumes zu berechnen. Abb. 4.8 zeigt die Erstellung einer solchen Bronchialbaum-Maske an einem Beispiel. Falls weiterhin Uneindeutigkeiten bezüglich der Auswahl des richtigen Instruments bestehen, kann man die unmittelbar zuvor gemachten Aufnahmen, falls solche vorhanden sind, und die detektierte Position auf diesen verwenden, um die aktuelle Position des Instruments abzuschätzen. Ansonsten ist ein manueller Eingriff zur Selektion unumgänglich.

Rein konzeptionell kann man die Projektion auch an den Anfang der Methode setzen und somit den initialen Suchbereich für die Kandidatenauswahl verkleinern. Leider standen mir zum Testen einer solch umgekehrten Reihenfolge aber nicht die entsprechenden CT-Datensätze zu den verwendeten intraoperativen Röntgenaufnahmen zur Verfügung. Detaillierte Beschreibungen und Analysen zu den durchgeführten Tests und der erzielten Ausführungszeiten finden sich in Kapitel 5.2.2.

Tracking

Während der bronchoskopischen Untersuchung bedient sich der Arzt oftmals der *kontinuierlichen* Fluoroskopie, um die aktuelle Position der Spitze des Bronchoskops oder der Biopsiezange innerhalb des Thorax zu visualisieren. Deshalb wurde auch eine echtzeitfähige Methode entwickelt, um das automatische Verfolgen dieser Spitze auf Fluoroskopieaufnahmen ohne C-Bogen-Bewegung zu ermöglichen.

Um das Tracking der Instrumentenspitze auf mehreren Frames zu vereinfachen und damit zu beschleunigen, wird zunächst auf einem einzelnen Frame ein geeignetes Template und die Ausgangsposition des Werkzeugs detektiert. Dazu wird die Spitze mit dem etwas aufwändigeren Verfahren

des letzten Abschnitts auf dem gesamten Framebild gesucht. Dieser automatische Detektionsschritt muss einmalig am Beginn der Untersuchung bzw. nach jeder C-Bogen Bewegung ausgeführt werden. Die daraus resultierende Bronchoskop- oder Biopsiezangenspitze wird verwendet, um ein sogenanntes Formmodell, welches die Kontur der Struktur darstellt, zu generieren, damit dieses dann für das darauffolgende Tracking auf den folgenden Frames genutzt werden kann. Da somit sowohl der Suchbereich als auch die zu suchende Struktur auf seine Formkontur verkleinert werden, kann dieser Schritt sehr schnell erfolgen.

Es ist zu beachten, dass auf allen Frames die Marker durch Inpainting entfernt werden müssen. Da sich deren Position aber nicht verändert, solange keine Posenänderung des C-Bogens stattfindet, können die entsprechenden interpolierten Bereiche in das neue Bild kopiert werden und ein erneutes Inpainting entfällt. Dabei auftretende Ungenauigkeiten aufgrund der Atembewegung beeinflussen das Tracking nur geringfügig. Auch während des Trackings kann zudem der Suchbereich auf die virtuelle Bronchialbaum-Projektion reduziert werden.

Das Verfolgen der Instrumentenspitze erfolgt modellbasiert, d.h., es wird zunächst ein Formmodell der vorher detektierten Spitze erstellt und dann in einem kleinen Suchbereich um die aktuelle Position herum nach einer möglichst ähnlichen Struktur gesucht. Auf diese beiden Komponenten des Verfahrens, Formmodell-Generierung und Formmodell-Suche, soll nun eingegangen werden. Während die Generierung einmalig zu Beginn erfolgt, wird die Suche danach auf jedem Frame erneut durchgeführt.

Formmodell-Generierung Aufgrund der bekannten aktuellen Position der Spitze wird ein Bereich um diesen Punkt generiert, welcher möglichst viel der Spitze und einen kleinen Teil der Umgebung, aber möglichst wenige andere Strukturen, beinhaltet. Dazu wird zunächst eine Schwellwertfilterung in einer kleinen quadratischen Umgebung um die detektierte Spitze ausgeführt. Eventuell vorhandene Hohlfächen in dem binären Ergebnisbild werden aufgefüllt und das Ganze nun kreisförmig dilatiert. Die resultierende Bereich wird nun verwendet, um eine Region aus dem Originalbild auszuschneiden, welche dieselbe Form besitzt.

Innerhalb dieser Region werden nun aufgrund lokaler Grauwertdifferenzen (Grauwertkontrast) die Punkte ausgewählt, die signifikante Merkmale der relevanten Struktur darstellen. Es findet also letztlich eine Trennung zwischen Instrumentenspitze und Hintergrund statt. Die resultierende Kontur der Instrumentenspitze wird nun als Formmodell im Folgenden verwendet (s. Abb. 4.9(b)).

Formmodell-Suche Bevor die eigentliche Suche beginnt, wird ein quadratischer Bereich um die aktuelle Spitzenposition ausgewählt, in dem nach dem vorher erstellten Formmodell gesucht werden soll. Dieser Bereich wird nach jeder erfolgreichen Suche an der neuen gefundenen Position orientiert. Für jeden Frame wird das Suchfenster also in seiner Positionierung angepasst. Bei der Suche werden auch mögliche Rotationen des Modells berücksichtigt. Die Position der Struktur, die am besten auf das Formmodell passt, wird dann mitsamt einer Bewertung und des Rotationswinkels des Modells zurückgegeben. Die Bewertungszahl dient als Maß dafür, welcher Anteil des Formmodells im Bild gefunden wurde. Der zurückgelieferte Rotationswinkel wird dazu verwendet, um das Suchfenster im nächsten Frame entsprechend zu drehen.

Detaillierte Beschreibungen und Analysen zu den mit dieser Methode durchgeführten Tests und der erzielten Ausführungszeiten finden sich in Kapitel 5.2.2.

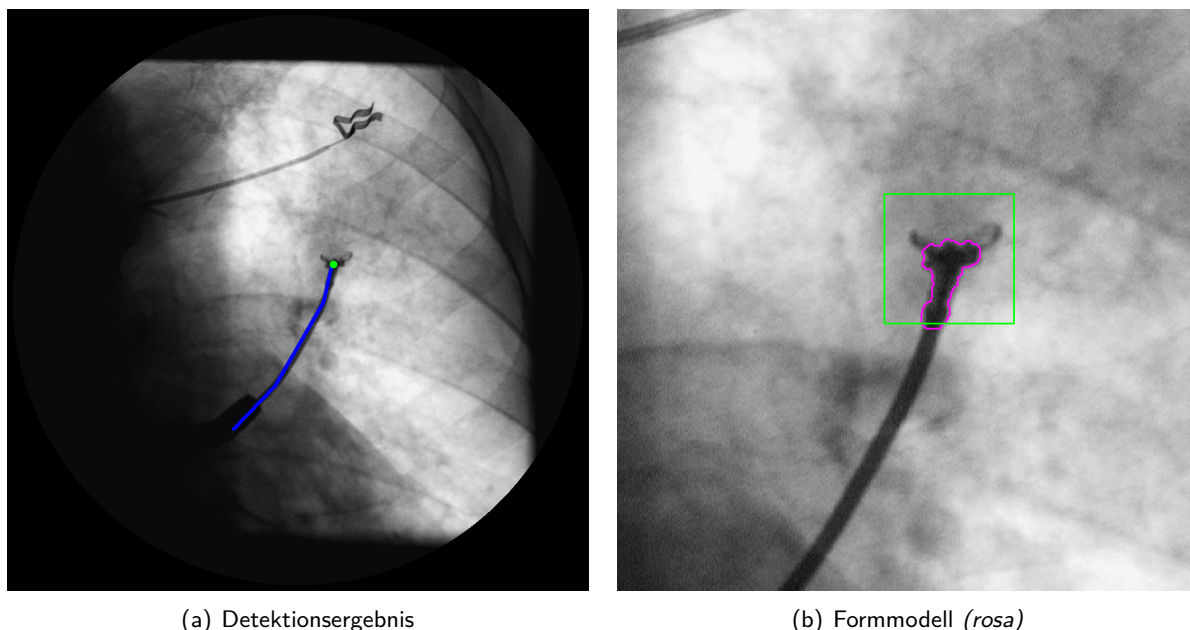


Abbildung 4.9.: Beispiel einer detektierten Biopsiezangenspitze und der zugehörigen Formmodell-Generierung.

4.1.3. Läsionen

Um einen Pfad von der Trachea zur Zielstruktur generieren zu können (s. Abschnitt 4.3), muss diese Zielstruktur erst im Patienten-CT-Datensatz segmentiert werden. Dafür wird in dieser Arbeit eine im Haus entstandene Methode zur semi-automatischen Segmentierung von rundlichen Tumorstrukturen verwendet. Diese Methode wurde von *Steger et al.* in [131] vorgestellt. Es handelt sich dabei um einen radialstrahlenbasierten Ansatz, der als Eingabe einen möglichst zentral im Läsionengewebe liegenden Saatpunkt verlangt. Dieser Saatpunkt muss bzw. kann vom Benutzer manuell gesetzt werden. Im Folgenden wird die Vorgehensweise der Methode, die von den Autoren auch *FIST* (fast interactive segmentation of tumors, engl.: schnelle interaktive Tumor-Segmentierung) genannt wird, kurz erläutert. Danach werden die an Thoraxdaten durchgeführten Tests erwähnt.

Methode Es wird angenommen, dass die zu segmentierende Struktur eine in etwa kugelförmige Form aufweist. Das bedeutet wiederum, dass, von einem im Zentrum dieser Kugel gelegenen Punkt ausgehend, jeder Punkt auf der Oberfläche der Struktur erreicht werden kann. Man kann also einen radialen Strahl zwischen Kugelzentrum und Oberflächenpunkt erzeugen. Abb. 4.10 zeigt dies für eine kugelförmige Struktur.

Damit lässt sich eine Läsionenoberfläche bei gegebenem Zentrum allein durch die Angabe der Länge dieser Radialstrahlen in gleichmäßig verteilten m Winkeln um das Zentrum beschreiben:

$$[0, \dots, m - 1] \mapsto \mathbb{R}^+$$

Nun erfolgt die Segmentierung durch Zuweisen einer Radiallänge zu jedem Radialstrahl. Man kann auf einer beliebigen Konfiguration von Winkeln $r \in \mathbb{N}^m$ ein bildgradienten- und formabhängiges



Abbildung 4.10.: Radialstrahlen ausgehend von Zentrum der kugelförmigen Struktur [131]

Energiefunktional bestimmen, welches es dann zu minimieren gilt. Dabei werden die bildabhängigen Kosten an einem Punkt x folgendermaßen definiert:

$$c(x) = \max(0, g_{max} - |\nabla(G_\sigma * I(x))|),$$

wobei g_{max} die maximale Gradientenstärke, ∇ den Gradientenoperator, $*$ eine Faltung und G_σ den Gaussfilter bezeichnen. Es handelt sich offensichtlich um eine sehr einfache Kostenfunktion, was wiederum den Effekt hat, dass sie auf verschiedene Anwendungsfälle, in unserem Fall Lungenläsionen, anwendbar ist. Das zweite Kostenfunktional versucht Formeigenschaften zu erhalten und somit eine glatte Oberfläche zu bevorzugen. Das bedeutet, dass benachbarte Radialstrahlen mit sehr unterschiedlichen Längen bestraft werden:

$$c_{shape}(i, j) = \frac{r_{max}}{n} \cdot |r_i - r_j|^\alpha,$$

wobei r_i und r_j die Längen von und $\frac{r_{max}}{n}$ die Distanz zwischen zwei benachbarten Radialstrahlen darstellen. $\alpha > 1$ erlaubt das Bestrafen von großen Differenzen bei benachbarten Radienlängen.

Aufgrund dieser beiden Kostenfunktionen wird nun folgendes Energiefunktional definiert:

$$E(r) = \sum_{i=0}^{i < m} \left(c(r_i) + \lambda \cdot \sum_{j \in N(i)} c_{shape}(r_i, r_j) \right),$$

wobei λ ein Ausgleichsgewicht und $N(i)$ alle benachbarten Radialstrahlen definiert. Dieses Funktional wird nun mit Belief Propagation optimiert bzw. minimiert.

Tests Diese Tumorsegmentierung wurde auf 10 Thorax-CT-Volumen des LIDC-IDRI-Datensatzes [10] getestet. Es wurden also manuell Saatpunkte innerhalb der Läsionen gesetzt und die automatische Segmentierung angestoßen. Die Ergebnisse wurden visuell untersucht und als erfolgreich bewertet. Im Durchschnitt dauerte die Segmentierung einer Läsion 2,5 Sek. Abb. 4.11 zeigt beispielhaft einige der verwendeten Testdaten und deren Segmentierungsergebnisse.

4.2. Intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung

Durch die in dieser Arbeit entwickelte Pose Estimation-Methode kann die Transformation zwischen C-Bogen-System und Patiententisch, auf dem die Kalibrierplatte liegt, bestimmt werden. Für die



Abbildung 4.11.: Coronare Thorax-CT-Schichten mit rot markierten Lungentumor-Segmentierungen.

Navigation wird aber die Transformation zwischen C-Bogen-System und Patient bzw. seinem präoperativen CT benötigt. Dafür muss initial und im Normalfall einmalig diese Transformation gesucht werden. Da der Patient sich wenig bis gar nicht bewegt, kann die Transformation während der folgenden Navigation, auch bei Änderung der C-Bogen Pose, meist als unverändert angenommen werden. Um diese initiale Patient-zu-Tisch-Transformation zu finden und auch um eventuell auftretenden Bewegungen des Patienten, z.B. auch bei Atmung, zu begegnen, muss eine 2D/3D-Registrierung ohne Zuhilfenahme des Kalibrierungsmusters durchgeführt werden.

Wie bereits in Kapitel 2.2.3 kurz erläutert, gibt es hierfür unterschiedliche Lösungsansätze, die wiederum von der Problemstellung abhängen. In [23] findet sich eine Studie zu Bildregistrierungsmethoden. In dem vorliegenden Fall besteht die Aufgabe darin, eine einzelne intraoperative Fluoroskopie-Aufnahme des Patienten, also während er auf dem Operationstisch liegt, mit dem präoperativen CT-Volumen zu registrieren. Dabei handelt es sich um eine image-to-image-Registrierung, da hier nicht nach der entsprechenden Schicht im Volumen gesucht wird, sondern die Ähnlichkeit zu einer Projektion des CTs maximiert werden soll.

Weiterhin kommt die Rekonstruktionsstrategie nicht in Frage, da nur *eine* Fluoroskopie-Aufnahme verwendet werden soll, vor allem um die Belastung für den Patienten möglichst gering zu halten. Es bleiben also die Projektionsstrategie, bei der aus dem CT-Volumen künstliche Projektionen (DRRs) erstellt werden, oder die Rückprojektionsstrategie, die aus dem Fluoroskopiebild zurück ins CT projiziert.

Da weder mit extrinsischen Markern gearbeitet werden kann (dazu müssten diese schon präoperativ am Patienten befestigt worden sein) noch kalibrierungsbasierte Methoden in Frage kommen, muss auf intrinsische bildbasierte Merkmale zurückgegriffen werden.

Merkmalsbasierte Verfahren werden in dieser Arbeit nicht weiter verfolgt, da das Extrahieren von solchen Merkmalen aus zwei verschiedenen Modalitäten zum einen einen hohen Aufwand und zum anderen fehlerbehaftet sein kann. Deshalb wurde entschieden intensitätsbasierten Ansätzen nachzugehen. Mit dieser Entscheidung fällt aber auch die Option aus, eine Rückprojektionsstrategie zu verwenden.

Das bedeutet, dass der in dieser Arbeit verfolgte Ansatz zur initialen 2D/3D-Registrierung von Patient zu Tisch eine intensitätsbasierte Projektionsstrategie ist. Dabei werden künstliche Projektionen des präoperativen CTs aus unterschiedlichen Posen mit dem Fluoroskopiebild solange verglichen, bis ein bestimmtes Ähnlichkeitskriterium erfüllt ist. Im Folgenden werden dieses Vorgehen und seine Herausforderungen ausführlicher erläutert.

4.2.1. DRR-Generierung

Ein künstlich generiertes Fluoroskopiebild auf Grundlage eines CT-Scans wird als *Digitally Reconstructed Radiograph* (DRR, engl.: digital rekonstruiertes Durchleuchtungsbild) bezeichnet. Diese Art von Bildgenerierung wird vielfältig im Bereich der 2D/3D-Registrierung von fluoroskopischen Aufnahmen zu CT genutzt [28, 117, 116, 83] und, da es sich um einen sehr aufwändigen Prozess handelt, auch immer wieder versucht zu beschleunigen [18, 19]. Um nun solche DRRs zu erzeugen, werden virtuelle Strahlen durch das CT-Volumen geschossen, die dann auf ihrem Weg die Hounsfield-Werte, auf die sie treffen, integrieren und auf einem Pixel des resultierenden virtuellen 2D-Bildes abbilden. Dabei wird sowohl die geometrische Konstellation eines Röntgengerätes nachgebildet als auch die physikalischen Prozesse, die bei der Erzeugung eines Röntgenbildes entstehen. Im Folgenden wird kurz auf diese beiden Aspekte der DRR-Generierung eingegangen.

Geometrische Basis

In Kapitel 3.1.2 wurde bereits beschrieben, wie der mechanische und physikalische Aufbau eines C-Bogen-Gerätes auf ein projektives Geometriemodell übertragen werden kann. Ein entsprechendes Geometriemodell wird auch für die DRR-Generierung herangezogen, d.h., auch hier wird das Lochkameramodell zur Simulation der projektiven Eigenschaften der Röntgenbildgebung verwendet.

Man definiert also einen virtuellen Brennpunkt im Raum und die virtuelle Detektorebene wird entsprechend einer definierten Brennweite f auf der Hauptachse von diesem Brennpunkt entfernt platziert. Diese Detektorebene entspricht der Bildebene und besitzt eine definierte Bildgröße in Pixel in x - und y -Richtung. Zudem muss auch hier der optische Nullpunkt p und das Verhältnis zwischen Pixelgröße und Bildkoordinaten-Einheit m_x, m_y bekannt sein. Damit sind die für die DRR-Generierung notwendigen intrinsischen Angaben vollständig.

Angenommen das zu projizierende CT-Volumen liegt zentriert im Koordinatenursprung, dann beschreiben die extrinsischen Parameter, wie das virtuelle C-Bogen-System um diesen Ursprung positioniert und orientiert ist. Es werden also Rotationswinkel in x -, y - und z -Richtung und ein Translationsvektor in diese drei Richtungen angegeben. Außerdem muss das Rotationszentrum, das Isozentrum des C-Bogen-Systems, definiert werden. Sind diese Angaben vorhanden, ist die geometrische Basis für die DRR-Generierung vollständig definiert.

Physikalisches Modell

Das physikalische Modell ahmt die Vorgänge zwischen Patientenkörper und C-Bogen-Gerät möglichst realitätsgetreu nach. Die Röntgenstrahlen, die von der Röntgenquelle ausgesandt werden, durchdringen den Körper des Patienten vollständig und treffen schließlich auf der Detektorebene auf, welche diese entsprechend der gemessenen Werte in ein Bild umsetzt. Auf diesem Weg werden unterschiedliche Gewebearten, -dichten und -schichtdicken durchstrahlt. Abhängig von diesen Parametern und der Ordnungszahl des Gewebes wird der Röntgenstrahl in bestimmtem Maße abgeschwächt bzw. die Strahlen werden von dem Körper absorbiert. So absorbieren Fett, Muskeln und Haut weniger Strahlung als Knochen.

Die folgende Formel berechnet nun, ausgehend von der Ausgangsintensität I_0 des Röntgenstrahls, dessen transmittierte Intensität I , nachdem es mehrere unterschiedliche Gewebearten mit unterschiedlichen Abschwächungskoeffizienten μ_i und Schichtdicken s_i passiert hat, wie in Abb. 4.12 schematisch an einem Beispiel verdeutlicht wird [81]:

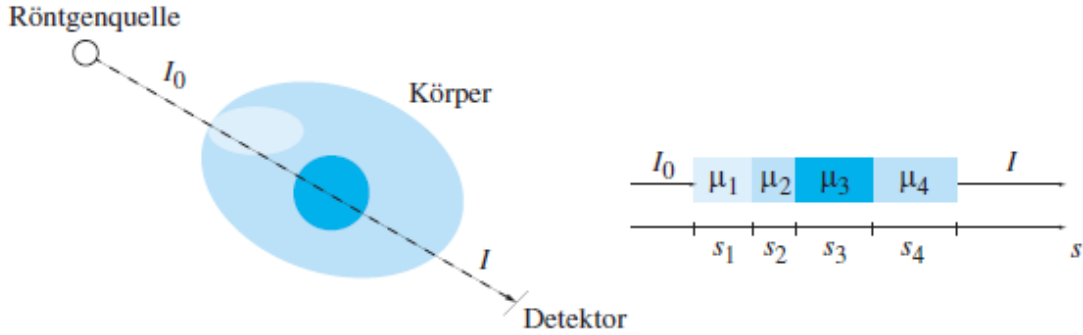


Abbildung 4.12.: Abschwächung eines Röntgenstrahls s bei Durchdringung eines inhomogenen Körpers. [81]

$$I = I_0 \cdot e^{-\int \mu(s) ds} \quad (4.9)$$

Übertragen auf das virtuelle physikalische Modell bedeutet das, dass für einen virtuellen Strahl $s = c + \lambda d$, ausgehend von der virtuellen Röntgenquelle c in Richtung d durch das CT, die transmittierte Intensität I berechnet werden muss, die dann auf dem DRR an der Stelle, auf die der Strahl trifft, eingetragen wird. Hierbei entsprechen die Grauwerte der CT-Voxel den jeweiligen Abschwächungskoeffizienten μ_i des Gewebes. Sind nun die Eintritts- ($\lambda = s$) bzw. Austrittsstellen ($\lambda = t$) des Strahls in bzw. aus dem CT bekannt, ergibt sich folgende diskretisierte Formel für die Berechnung der Intensität [81]:

$$I = I_0 \cdot e^{-\sum_{\lambda \in [s, t]} \delta_\lambda \cdot \mu(c + \lambda_i d)} \quad (4.10)$$

Dabei ist die Schrittweite δ_λ und λ_i ist die Auswertungsstelle entlang des Strahls. Die Intensitätswerte werden also an diesen Auswertungsstellen, z.B. trilinear über eine 8-er-Nachbarschaft, interpoliert und entlang des Strahls, nur wenn innerhalb des CT-Volumens, aufsummiert.

4.2.2. Registrierungsprozess

Abb. 4.13 zeigt schematisch, wie ein typischer Registrierungsprozess abläuft. Eingabedaten sind zum einen ein sogenanntes *Fixed Image* (engl.: fixiertes Bild) oder Referenzbild und zum anderen ein sogenanntes *Moving Image* (engl.: sich bewegendes Bild) oder Templatebild. In dem vorliegenden Fall ist die Fluoroskopieaufnahme des C-Bogens das Fixed Image, welches sich nicht mehr ändert bzw. anpassen kann. Es stellt also das Zielbild dar. Das Moving Image ist das CT-Volumen, welches präoperativ aufgenommen wurde.

Dieses Volumen wird nun so lange angepasst bzw. transformiert, bis eine möglichst gute Übereinstimmung mit dem Referenzbild gefunden ist. Das bedeutet, das Ziel eines Registrierungsprozesses ist, eine geeignete Transformation (*Transform*, engl.) zu finden. In dem vorliegenden Fall handelt es sich um eine rigide Transformation mit sechs Freiheitsgraden: 3 Translationen in x -, y - und z -Richtung und 3 Rotationen um dieselben Achsen (s. Achsenbezeichnungen in Abb. 3.15). In jedem

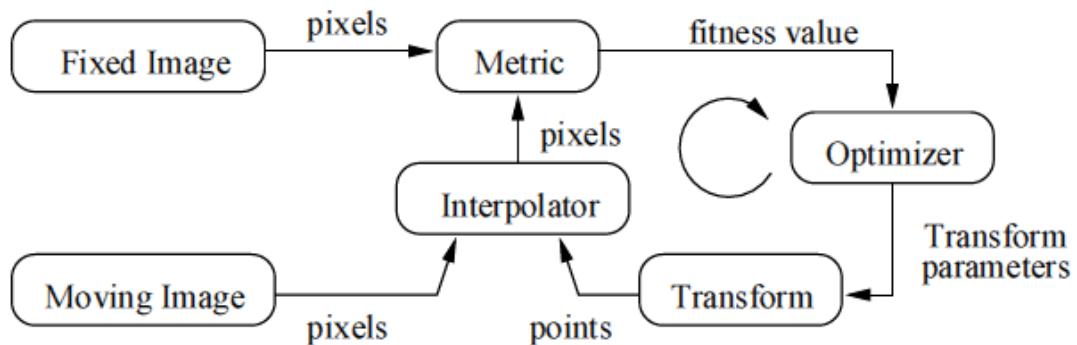


Abbildung 4.13.: Schematische Darstellung des Registrierungsprozesses. [64]

Registrierungsschritt wird nun eine zu testende Transformation auf das Moving Image angewendet, d.h., das CT-Volumen wird um ein bestimmtes Zentrum mit den Transformationswinkeln rotiert und dann um die angegebene Translation verschoben.

Aus dem dreidimensionalen CT-Volumen muss nun ein zweidimensionales DRR generiert werden. Dieser Projektionsschritt wird durch den sogenannten *Interpolator* (engl.: Interpolierer) in dem Schema durchgeführt. Die entsprechenden Projektionsparameter müssen bekannt sein und bleiben fest. In diesem Schritt wird außerdem sichergestellt, dass das entstehende DRR dieselben Ausmaße und Rasterung aufweist wie das Referenzbild. Es erfolgt also ein Übergang von Punktkoordinaten- zu Pixelkoordinatensystem.

Nun wird der für das Gelingen des Prozesses wichtigste Schritt ausgeführt, nämlich die Anwendung der sogenannten Metrik (*Metric*, engl.). Nach einem bestimmten Kriterium wird hier eine Bewertung der Übereinstimmung des DRRs mit dem Referenzbild abgegeben. Das DRR wird also passgenau über die C-Bogen-Aufnahme gelegt und nun wird (meist pixelweise) untersucht, wie ähnlich sich die beiden 2D-Bilder sind. Dabei ist offensichtlich das verwendete Kriterium bzw. Ähnlichkeitsmaß ausschlaggebend für den Erfolg. Es muss schließlich erkannt werden, ob die Bilder gut oder schlecht überlagert sind (oder irgendwo dazwischen).

Dieses Ähnlichkeitsmaß, d.h. das Ergebnis der Übereinstimmungsbewertung, dient dann als Eingabe für die darauffolgende Optimierungsstrategie (*Optimizer*, engl.). Diese entscheidet dann aufgrunddessen, welche Transformation im nächsten Schritt ausprobiert werden soll, in der Annahme, dass diese neue Transformation eine Verbesserung des Ähnlichkeitsmaßes zur Folge hat. Wurde ein bestimmtes Abbruchkriterium oder eine bestimmte Anzahl von Iterationen erreicht, kann die Optimierung auch entscheiden, dass keine weitere neue Transformation mehr untersucht werden muss, sondern die aktuelle Transformation als Ergebnis zurückgeliefert wird.

Fixed Image, Moving Image und Interpolator sind im vorliegenden Fall immer eindeutig definiert und die Transformation ist das gesuchte Ziel des Prozesses. Das bedeutet, es muss lediglich entschieden werden, welche Metrik und welche dazupassende Optimierungsstrategie verwendet werden soll. Hier gibt es zahlreiche Alternativen, die aber jeweils zu unterschiedlichem Erfolg führen können. Tatsächlich ist gerade die Wahl der Metrik sehr entscheidend und deshalb auch schwierig. Auch die Wahl der Optimierungsstrategie hat großen Einfluss, vor allem auf die Ausführungszeit. Im Folgenden sollen zunächst unterschiedliche in Frage kommende Metriken vorgestellt werden. Danach wird die ausgewählte Optimierungsstrategie kurz erläutert.

4.2.3. Metriken

Penney *et al.* haben in [108] 6 unterschiedliche Metriken speziell für die 2D/3D-Registrierung untersucht. Getestet wurde hier mit einem Wirbelsäulenphantom, wobei nur Aufnahmen von einem einzelnen Wirbel verwendet wurden. Sie beschreiben hier auch welche prinzipiellen Unterschiede zwischen künstlich generierten Projektionen, also DRRs, und den realen Durchleuchtungsaufnahmen bestehen. Dies erklärt, warum im Normalfall für das Bestimmen der Ähnlichkeit zwischen solchen Bildern einfache Methoden, z.B. das Erstellen eines Differenzbildes, nicht ausreichend sind. Komplexere Ähnlichkeitskriterien sind aus folgenden Gründen zu bestimmen:

1. *Verformung von Weichteilgewebe*: Im Gegensatz zu Knochenstrukturen kann sich das Weichteilgewebe in der intraoperativen Aufnahme von der Darstellung in dem präoperativen CT-Volumen unterscheiden. Es kann deformiert worden sein und damit unterscheidet sich auch seine Darstellung nach Projektion im DRR. Dadurch können die beiden Vergleichsbilder an diesen Stellen nicht genau übereinstimmen.
2. *Operationsinstrumente*: Auf den Fluoroskopie-Aufnahmen können zusätzlich zu der Patientenanatomie auch Instrumente oder andere Operationsutensilien abgebildet sein. Diese tauchen in den CT-Daten, die ja vor der Operation aufgenommen wurden, normalerweise nicht auf.
3. *Wirbelsäulenverformung*: Im Falle der Wirbelsäule kann aufgrund ihrer Beweglichkeit auch hier eine Verformung auftreten, die in präoperativer und intraoperativer Aufnahme nicht identisch sein muss.
4. *Röntgenstrahlenergien*: Die Energie der Röntgenstrahlen, die bei der DRR-Generierung angenommen wurde, kann sich von der tatsächlichen Energie bei der Aufnahme unterscheiden.
5. *Heel-Effekt*: Die Intensität der Strahlen nimmt auf der Seite der Anode in der Röntgenröhre ab. Das bedeutet, dass auch bei Auftreffen auf den Bildverstärker unterschiedliche Intensitäten vorhanden sind. Dieser Effekt wird bei der DRR-Generierung nicht berücksichtigt. Es wird Uniformität angenommen.
6. *Bildauflösung*: Die Auflösung bei Durchleuchtungsaufnahme und CT-Volumen können unterschiedlich sein.
7. *Kappung*: Die Strahlen, die bei der DRR-Generierung auf der Unter- oder Oberseite des CT-Volumens austreten, werden nicht berücksichtigt. Diese Information fehlt also für den Vergleich mit dem Fluoroskopiebild.
8. *Verzeichnung*: Auf der C-Bogen-Aufnahme können Verzerrungen auftreten. Auch diese werden bei der künstlichen Projektion nicht abgebildet.

Bei den in [108] untersuchten Metriken handelt es sich laut den Autoren um die gängigsten für die intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung. Zwei dieser Metriken sollen hier vorgestellt werden: Während Pattern Intensity in der Evaluation die besten Ergebnisse erzielt hat, ist die Entropie des Differenzbildes eine aufgrund ihrer Einfachheit bestechende entropiebasierte Metrik, die in [108] besser als die allgemein gebräuchlichere Mutual Information [143] abgeschnitten hat.

1. **Pattern Intensity:** Diese Metrik wurde zum ersten Mal von Weese *et al.* in [145, 146] vorgestellt. Für ihre Berechnung muss zunächst das Differenzbild der beiden Eingabebilder erzeugt werden. Dazu wird das DRR-Bild mit einem Grauwertskalierungsfaktor s multipliziert und dann von dem Fluoroskopiebild subtrahiert:

$$I_{Diff} = I_{Fl} - sI_{DRR} \quad (4.11)$$

Zur Berechnung der Pattern Intensity wird das Differenzbild pixelweise durchlaufen und an jeder Stelle wird eine kreisförmige Struktur mit einem bestimmten Radius r um das Pixel gelegt. Dann werden die Grauwertdifferenzen des zentralen Pixels zu allen Pixeln innerhalb des Kreises berechnet und summiert. Die Idee hierbei ist, dass bei passender Überlagerung der Bilder die Strukturen innerhalb des Differenzbildes minimal sind. Dies setzt voraus, dass auf beiden Bildern die gleiche anatomische Struktur abgebildet ist. Diese Metrik wurde für den Fall entwickelt, dass Weichteilgewebe bereits aus dem Bild entfernt wurde und lediglich ein einzelnes Wirbelsegment behandelt wird. Auch wird eine Konstante σ eingeführt, um Rauschen entgegenzuwirken und zur Normalisierung der Werte. Die dazugehörige Formel sieht folgendermaßen aus:

$$P_{r,q\sigma}(s) = \sum_{i,j} \sum_{d^2 \leq r^2} \frac{\sigma^2}{\sigma^2 + (I_{Diff}(i,j) - I_{Diff}(v,w))^2} \quad (4.12)$$

$$d^2 = (i - v)^2 + (j - w)^2 \quad (4.13)$$

2. Entropie des Differenzbildes:

Wieder wird das Differenzbild I_{Diff} nach Definition in 4.11 herangezogen. Auf diesem wird dann das zugehörige Histogramm berechnet. Danach lässt sich leicht die sogenannte Entropie des Differenzbildes berechnen:

$$H(s) = - \sum_x p(x) \log p(x) \quad (4.14)$$

Dabei ist $p(x)$ die Wahrscheinlichkeit, den Pixelwert x in I_{Diff} zu erhalten. Die Entropie misst den mittleren Informationsgehalt des Bildes. Sie kann auch als Maß für die Streuung innerhalb des Histogramms verstanden werden. Je größer die Entropie, desto größer die Streuung der einzelnen Pixelwerte, d.h. umso unterschiedlichere und verstreutere Pixelwerte werden im Histogramm auftauchen. Bei korrekter Überlagerung zweier Bilder wird die Entropie des Differenzbildes relativ gesehen stets geringer sein als bei falscher Überlagerung. Im ersten Fall wird es weite Bereiche im Bild geben, die homogen anmuten und somit eine geringe Entropie aufweisen. In Abb. 4.14 sieht man eine MRT-Aufnahme und ein Ultraschallbild und die zugehörigen Grauwert-Histogramme. Das obere Bild hat einen größeren Entropiewert als das untere. Man kann dies leicht an den zahlreichen Peaks (engl.: Ausschlag) im Histogramm der US-Aufnahme ablesen. Diese Ausschläge stellen die homogenen Bereiche im Bild dar. Das Histogramm des MRT ist deutlich gestreuter, da hier das Bild „unruhiger“ ist.

4.2.4. Optimierungsverfahren

In [141] evaluieren Bom *et al.* verschiedene Metriken in Kombination mit verschiedenen Optimierungsverfahren für die 2D/3D-Registrierung bei radiologischen Interventionen. Unter den getesteten

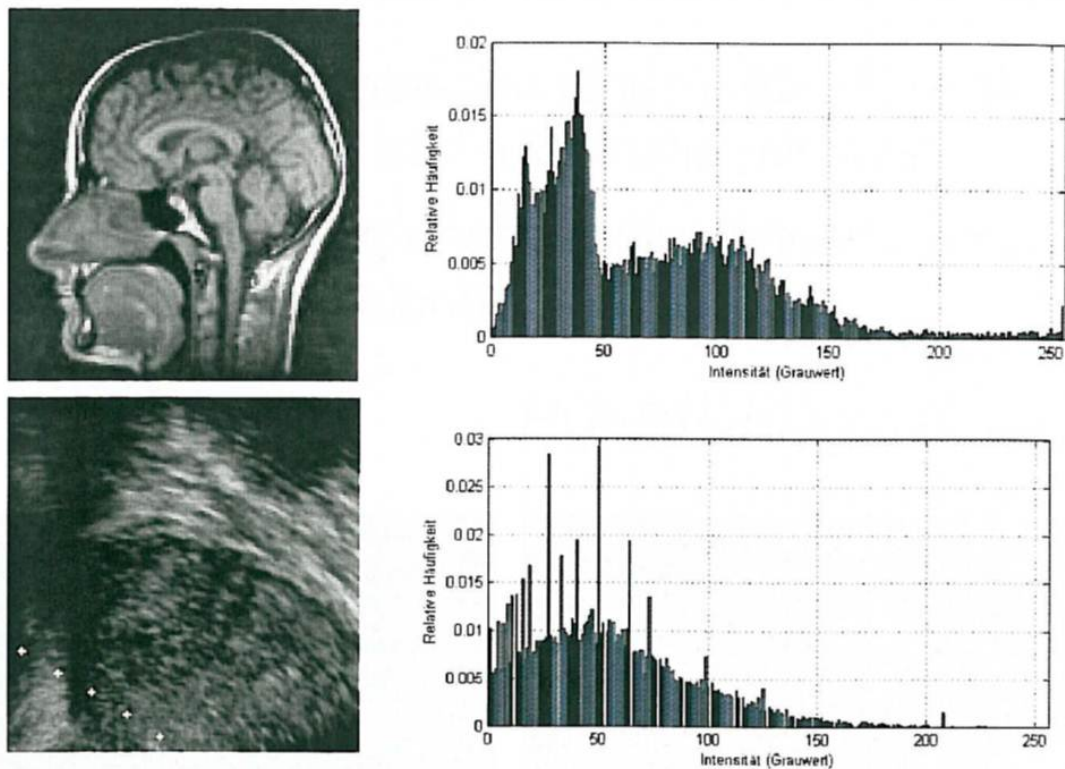


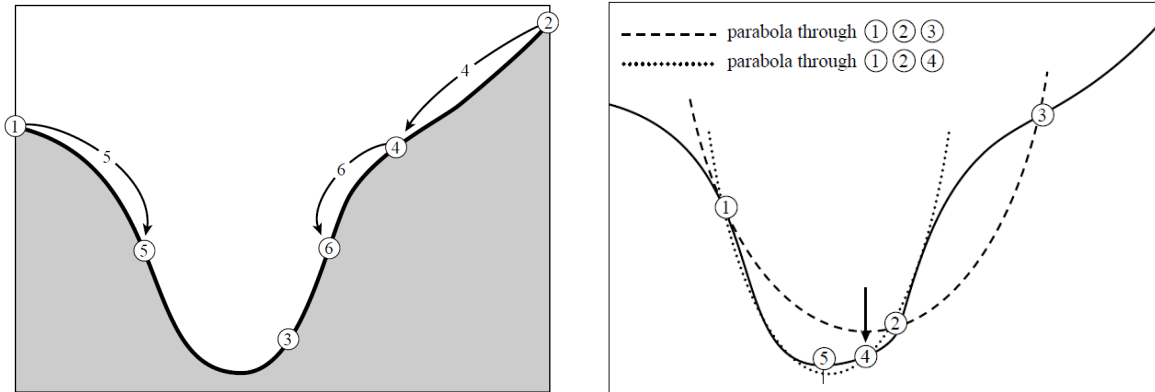
Abbildung 4.14.: Grauwert-Histogramme (rechts): MRT-Aufnahme (oben links) und Ultraschallbild (unten links).

Metriken war auch die bereits oben beschriebene Pattern Intensity (PI). Die Tests dieser Gruppe legen nahe, dass PI in Kombination mit der Optimierungsstrategie nach Powell-Brent [110] sowohl bezüglich Genauigkeit als auch des Erfassungsbereiches die besten Ergebnisse erzielt. Aus diesem Grund habe ich mich für dieses Optimierungsverfahren entschieden.

Die Besonderheit und auch die Stärke der Powell-Optimierung liegt darin, dass die zu optimierende multidimensionale Funktion nicht differenzierbar sein muss, da keine Ableitungen benötigt werden. Sie ist aber im Vergleich zur Downhill-Simplex-Methode [106], die auch gradientenunabhängig arbeitet, viel schneller.

Die Powell-Methode nutzt das Brent-Verfahren, welches die lokale Minimumssuche (Nullstellensuche) in einer eindimensionalen stetigen Funktion f beschreibt. Voraussetzung hierfür ist, dass eine Dreiergruppe $a < b < c$ gegeben ist, für die gilt $f(a) > f(b)$ und $f(c) > f(b)$. Man kann also annehmen, dass das gesuchte Minimum irgendwo im Intervall (a, c) liegt. Nun wird ein Punkt x gewählt, der entweder zwischen a und b oder b und c liegt, und $f(x)$ ausgewertet. Dann wird der neue Dreiergruppen-Bereich so gewählt, dass der mittlere Punkt stets den kleinsten bisher ausgewerteten Funktionswert besitzt. Dies wird solange wiederholt, bis der eingeklammerte Bereich eine definierte Größe unterschreitet.

An Abb. 4.15(a) soll dieses sukzessive Einklammern des Minimums kurz erläutert werden: Die erste Dreiergruppe besteht aus den Punkten 1, 3, 2. An der Stelle 4, die im Intervall $(3, 2)$ liegt, wird nun der Funktionswert ausgewertet und da dieser kleiner als der Funktionswert von 2 ist, wird der neue



(a) Sukzessives Einklammern des Minimums einer eindimensionalen Funktion. [111]

(b) Konvergenz zum Minimum durch parabolische Interpolation. [111]

Abbildung 4.15.: Brent-Methode zur lokalen Minimumssuche.

Bereich auf (1, 3, 4) gesetzt. Nun wird die Stelle 5 zwischen 1 und 3 gewählt und da der Funktionswert an dieser Stelle kleiner als der von 1 ist, wird 1 durch 5 ersetzt. Nach Ausführung dieses Schemas für die Stelle 6 erhält man einen eingeklammerten Bereich, der durch die Punkte 5, 3, 6 bestimmt ist.

Der optimale Klammerungsbereich a, b, c ist nach dem *Goldenen Schnitt* aufgeteilt, d.h. b liegt von der einen Grenze 0,38197 (relative Distanz) und von der anderen 0,61803 entfernt. Das bedeutet, die einfachste Methode, um eine neue Stelle x zwischen a und c zu finden, ist, den Punkt zu wählen, der innerhalb des größeren der beiden Bereiche (a, b) und (b, c) liegt und um 0,38197 (relative Distanz) von b entfernt ist. Die Goldener Schnitt-Methode ist zwar stets anwendbar, konvergiert aber in manchen Fällen nur sehr langsam.

Für diesen Fall ist die parabolische Interpolation sinnvoll, die vor allem auf Funktionen ausgerichtet ist, die in der Nähe des Minimums näherungsweise parabelförmig verlaufen. Die Idee ist nun, eine Parabel durch die Punkte a, b, c zu generieren und so das Minimum in weniger Schritten zu finden. Dabei wird die neue Stelle x , die im Minimum dieser Parabel liegt, folgendermaßen bestimmt:

$$x = b - \frac{1}{2} \cdot \frac{(b-a)^2 \cdot [f(b) - f(c)] - (b-c)^2 \cdot [f(b) - f(a)]}{(b-a) \cdot [f(b) - f(c)] - (b-c) \cdot [f(b) - f(a)]}$$

Abb. 4.15(b) zeigt dies anschaulich an einem Beispiel. Dort wird eine Parabel (gestrichelte Linie) durch die drei initialen Punkte 1, 2, 3 der Funktion (durchgezogene Linie) gezeichnet und an deren Minimum die Stelle 4 gewählt, welche nach Auswertung der Funktion Schritt den Punkt 3 ersetzt. Dann wird eine neue Parabel (gepunktete Linie) durch die Punkte 1, 4, 2 erstellt, deren Minimum an der Stelle 5 liegt, welches schon sehr nahe an dem Minimum der Funktion liegt.

Das Problem bei der parabolischen Interpolation besteht darin, dass bei mehrfacher Anwendung der gefundene Bereich sehr asymmetrisch geteilt werden kann und somit die Optimierung instabil wird. Die Brent-Methode ist eine Erweiterung der parabolischen Interpolation, die dieses Problem so löst, dass in den Fällen, bei denen die Funktion „kooperativ“ ist, die schnelle parabolische Interpolation durchführt und in den anderen Fällen den robusten Goldenen Schnitt um ein neues Intervall zu finden. Weitere Details dazu sind in [21] zu finden.

Nun kennen wir also eine schnelle und robuste Methode, um ein Minimum entlang einer eindimensionalen Funktion zu finden.

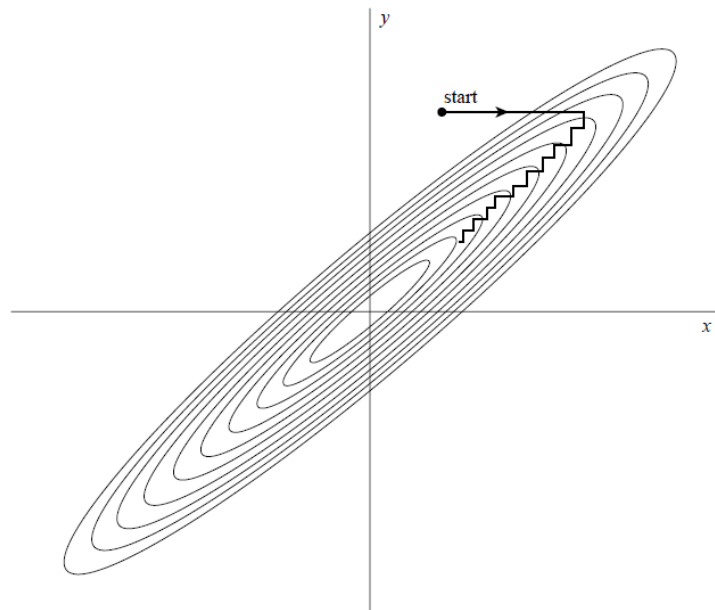


Abbildung 4.16.: Sukzessive Minimierung entlang der Einheitsvektoren: Es müssen viele kleine ineffiziente Schritte unternommen werden, um zum Minimum zu gelangen.

mensionalen Funktion zu finden. Man kann sich leicht vorstellen, dass man dieses Vorgehen auf den mehrdimensionalen Fall ausdehnen kann, indem man iterativ in jede Dimension jeweils das Minimum findet. Ausgehend von einem neu gefundenen Minimum in einer Richtung, sucht man nach einem Minimum in einer anderen Richtung. Es stellt sich nun die Frage, welche Richtungen in welcher Reihenfolge ausgewählt werden sollten. Die zunächst naheliegenden Einheitsvektoren erweisen sich in manchen Fällen als unbrauchbar, wie in Abb. 4.16 an einem Beispiel zu sehen ist. Man sieht hier deutlich, dass eine ungeeignete Wahl der Suchrichtungen zu vielen unnötigen Ausführungsschritten führen kann.

Deshalb wurde der Begriff der *konjugierten Richtungen* eingeführt. Zwei Vektoren \mathbf{u} und \mathbf{v} sind konjugiert, wenn gilt:

$$0 = \mathbf{u} \cdot \mathbf{A} \cdot \mathbf{v}$$

wobei \mathbf{A} die Hesse-Matrix der Funktion darstellt. Wenn eine Menge nur Vektoren enthält, die paarweise konjugiert sind, dann nennt man diese Richtungs Menge konjugiert. Für quadratische Funktionen gilt nun, dass bei Minimierung entlang der Richtungen einer solchen Menge keine der Richtungen erneut „durchsucht“ werden muss. Für ähnliche Funktionen konvergiert das iterative Anwenden dieser Richtungen quadratisch. Powell entdeckte als erstes ein Verfahren zur Bestimmung solcher konjugierten Richtungs Menge mit N paarweise konjugierten Richtungen für quadratische Funktionen:

1. Initialisiere die Richtungs Menge \mathbf{u}_i mit den Basis-Vektoren: $\mathbf{u}_i = \mathbf{e}_i \quad i = 1, \dots, N$.
2. Wiederhole folgende Schritte bis die Funktion nicht mehr abnimmt:
 - a) Startposition ist P_0 .
 - b) Für $i = 1, \dots, N$: Setze P_{i-1} auf Minimum in Richtung \mathbf{u}_i und nenne diese Position P_i .

- c) Für $i = 1, \dots, N - 1$: Setze $\mathbf{u}_i \leftarrow \mathbf{u}_{i+1}$.
- d) Setze $\mathbf{u}_N \leftarrow P_N - P_0$.
- e) Setze P_N auf Minimum in Richtung \mathbf{u}_N und nenne diese Position P_0 .

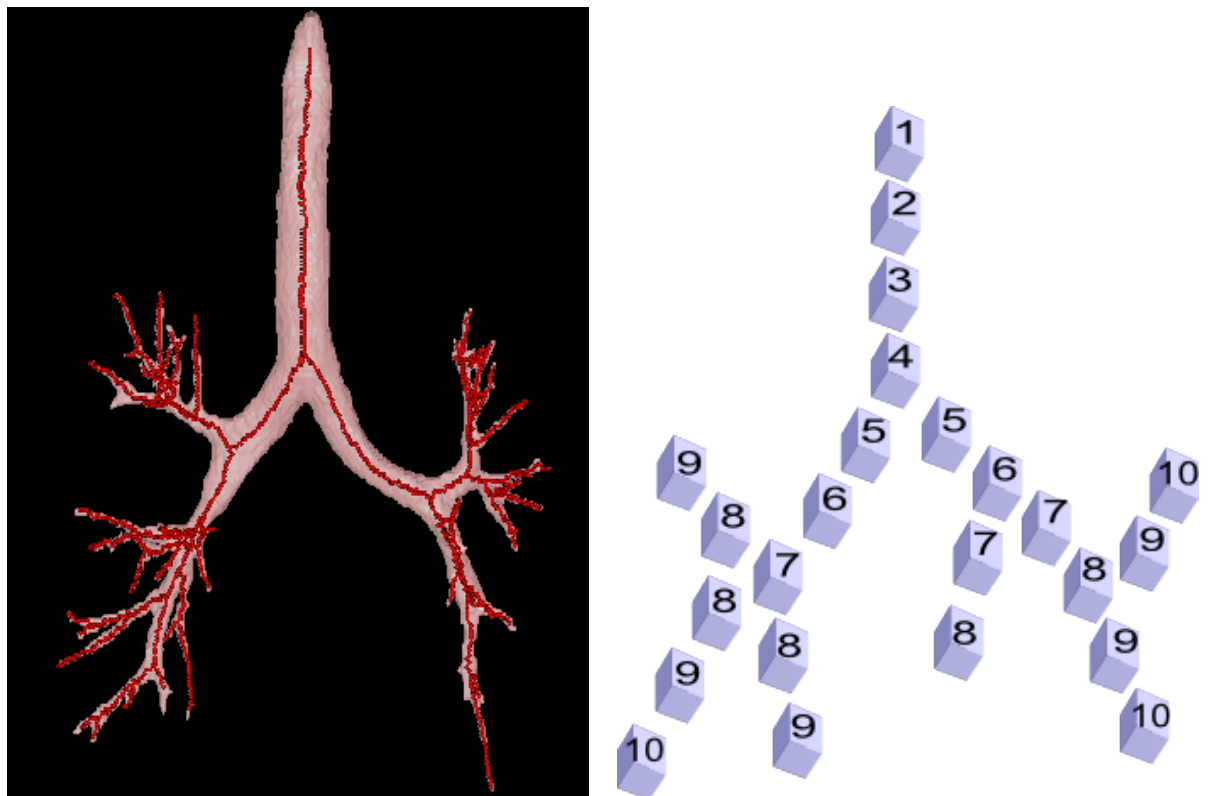
Im Falle von nicht-quadratischen Funktionen kann es durch Verwerfen von \mathbf{u}_1 in jeder Stufe zur linearen Abhängigkeit zwischen den gefundenen Richtungen kommen. Dieses Problem wird von Powell dadurch gelöst, dass die Richtung verworfen wird, die den größten Abstieg hervorgerufen hat. Bei dieser Richtung ist die Wahrscheinlichkeit hoch, dass sie der neu hinzugefügten Richtung am ähnlichsten ist und somit lineare Abhängigkeiten hervorruft. Es gibt eine Reihe von heuristischen Ausnahmen für dieses Vorgehen. Details hierzu finden sich in [111].

Durch Kombination der Brent- mit der Powell-Methode erhält man nun ein schnelles und robustes Verfahren zur Optimierung ohne Gradienten berechnen zu müssen.

4.3. Pfadfindung

In diesem Kapitel wird erläutert, wie aus der 2D-Position der Bronchoskopspitze ihre 3D-Position im Bronchialbaum bestimmt werden kann [5]. Hierfür muss sowohl die Bronchialbaumsegmentierung aus dem Thorax-CT als auch die C-Bogen Pose Estimation bzw. die 2D/3D-Registrierung zwischen Fluoroskopie-Aufnahme und CT bereits erfolgt sein. Diese Daten bzw. Informationen werden für die Berechnung des Pfades, den das Bronchoskop innerhalb des Bronchialbaumes aktuell genommen hat, benutzt werden. Im Folgenden sollen die einzelnen Schritte, die zu diesem Ziel führen, ausführlich beschrieben werden:

1. *Skeletonisierung*: Aus der Segmentierung des Bronchialbaumes wird ein Skelett erstellt, d.h. das Bronchialbaumvolumen wird zu einem Graphen, genauer einem Baum, mit Wurzel, Knoten und Blättern verdünnt. Hierzu wird die im Hause entwickelte Methode von *Drechsler et al.*, die in [38] beschrieben ist, verwendet. Jeder Pfad innerhalb des Baumes hat dann einen Durchmesser von genau einem Voxel. Abb. 4.17(a) zeigt eine Bronchialbaum-Segmentierung und die zugehörige Skeletonisierung eingezeichnet innerhalb des Volumens.
2. *Baum-Kennzeichnung*: In diesem Schritt wird nun jeder einzelne Voxel des Baum-Graphen gekennzeichnet. Dazu muss zunächst die Wurzel des Baumes gefunden werden. Dies geschieht, indem die axialen Schichten des Volumens von oben (cranial) nach unten (caudal) durchlaufen werden. Der erste einzelne Skeleton-Voxel, der gefunden wird, markiert die Wurzel des Baumes. Diese Wurzel v_1 wird dann mit $l(v_1) = 1$ gekennzeichnet oder gelabelt (engl.: markieren). Von diesem Voxel ausgehend wird dann in der 8er-Nachbarschaft nach weiteren Skeleton-Voxeln gesucht. Wird ein solcher Nachbar-Skeleton-Voxel v_i von v_1 gefunden, wird dieser mit $l(v_i) = l(v_1) + 1 = 2$ gekennzeichnet. So wird dann für die neu gefundenen Skeleton-Voxel weiterverfahren, bis keine weiteren Skelettvoxel mehr gefunden werden. Das bedeutet, das Label eines Skeleton-Voxels ist immer um 1 höher als das seines Eltern-Voxels. Das wiederum hat zur Folge, dass ein Label auch mehrfach innerhalb des Baumes vorkommen kann, nämlich immer dann, wenn ein Knoten mehrere Kindknoten besitzt. Abb.4.17(b) zeigt an einem vereinfachten Beispiel, wie die Label eines Baumes von Wurzel zu Blättern vergeben werden.
3. *Lokalisierung der Bronchoskopspitze*: Nun erfolgt die Zuordnung des Pixels bzw. 2D-Punktes in der Fluoroskopie-Aufnahme, auf den die Bronchoskopspitze abgebildet wurde, zu der tatsächli-



(a) Beispiel einer Bronchialbaumsegmentierung (rot) mit Skeleton (grün) (b) Schematisches Beispiel der Skeleton-Label-Vergabe von Wurzel zu Blättern

Abbildung 4.17.: Skeletonisierung und Labelling

chen Position im 3D-Bronchialbaum. Genauer gesagt erfolgt eine Zuordnung zu einem Skeleton-Voxel des 3D-Baumgraphen. Dazu muss die C-Bogen Pose, aus welcher die Fluoroskopie-Aufnahme gemacht wurde, bereits vorhanden sein.

- a) *Strahlberechnung*: Die berechnete Pose wird verwendet, um den Brennpunkt der Projektion zu transformieren. Dann kann ein Strahl vom 2D-Punkt in der Fluoroskopie-Aufnahme zum transformierten Brennpunkt gezogen werden. Dieser Strahl führt durch das Segmentierungsvolumen des Bronchialbaums. Abb. 4.18(a) und 4.18(b) zeigen dies an einem Beispiel anschaulich.
- b) *Distanzberechnung*: Jeder Bronchialbaum-Voxel, der vom Projektionsstrahl getroffen wurde, wird samt Distanz gespeichert. Hier ist zu beachten, dass bei Überlagerung von mehreren Zweigen des Bronchialbaumes in der Fluoroskopie auch unterschiedliche Zweige im CT-Volumen von diesem Strahl geschnitten werden können (s. Abb. 4.18(b)). Nun erfolgt noch die Zuordnung jedes Segmentierungsvoxels zu dem nächstgelegenen Skeleton-Voxel, welcher als sogenannter Kandidatenvoxel gespeichert wird.
- c) *Zweig-Gruppierung*: Die gefundenen Kandidatenvoxel werden dann nach Zweigzugehörigkeit gruppiert. D.h. alle Skeleton-Voxel, die auf demselben Pfad nach oben zur Wurzel liegen, gehören zusammen. Dazu wird der am tiefsten im Baum liegende Voxel ausge-

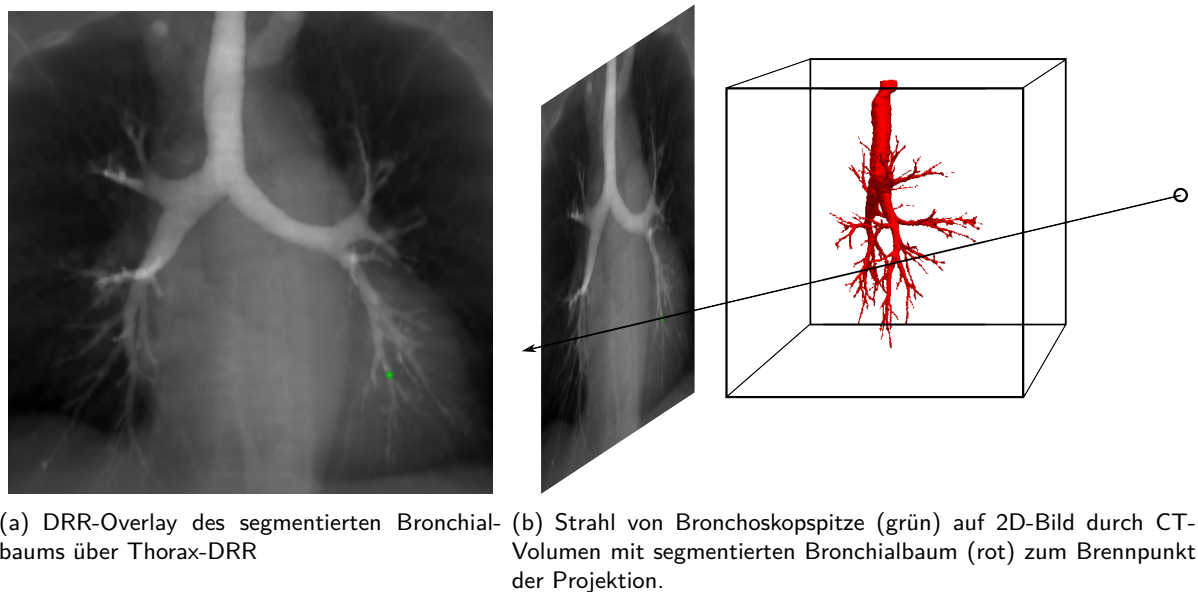


Abbildung 4.18.: 2D-Overlay und Strahlberechnung

wählt, was einfach durch Vergleich der Label geschehen kann, und der Pfad zur Wurzel bestimmt (s. Schritt 4). Alle in Schritt 3b ausgewählten Voxel, die auf diesem Pfad liegend gefunden werden, werden dieser Gruppe (Zweig) zugeordnet. Mit allen übrigen wird das Verfahren solange iteriert, bis sie einem Zweig zugeordnet sind. Innerhalb jedes Zweigs wird dann noch nach dem Kandidaten voxel gesucht, welcher die kleinste Distanz zum Projektionsstrahl aufweist. Dieser gilt dann als Repräsentant dieses Zweiges.

- d) *Sortieren der Zweige*: Alle Zweig-Repräsentanten werden nun nach ihren Distanzen zum Projektionsstrahl sortiert.

4. Pfad zur Wurzel:

Aufgrund der in Schritt 2 durchgeführten Kennzeichnung des Baumes ist die Bestimmung des Pfades von Repräsentanten-Voxel zur Wurzel einfach. Man sucht in der 8er-Nachbarschaft des Repräsentanten nach dem Voxel, dessen Label um 1 niedriger ist als der eigene, und arbeitet sich so immer weiter nach oben innerhalb des Baumes. Das Ergebnis sind also ein oder mehrere Voxel-Pfade zur Wurzel. Der tatsächliche Verlauf des Bronchoskops innerhalb des Bronchialbaumes ist im Idealfall durch einen dieser Pfade abgebildet. Abb. 4.19 zeigt einen Fall, bei dem nur ein einziger Ergebnispfad zurückgeliefert wurde.

Falls mehrere Ergebnispfade zurückgeliefert wurden, können dem Arzt alle angezeigt und zur Auswahl gestellt werden. Der Zweig mit der kleinsten Distanz zum Projektionsstrahl kann als bester Kandidat gekennzeichnet werden. Falls die Spitze des Instrumentes kontinuierlich verfolgt werden konnte, kann die Information über die vorherige Position der Spitze genutzt werden, um falsche Zweige auszuschließen, da das Instrument nicht unbemerkt in einen parallelen Zweig „gesprungen“ sein kann. Aufgrund fehlender Testdaten hierfür, wurde dieser Schritt in dieser Arbeit (noch) nicht implementiert.

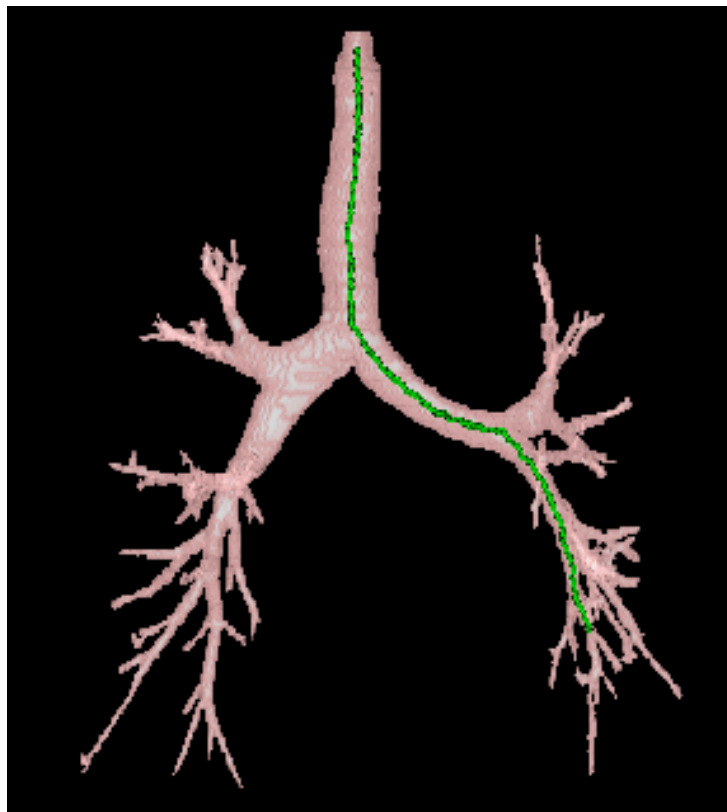


Abbildung 4.19.: Ergebnispfad (grün) innerhalb Bronchialbaum

5. Experimente & Ergebnisse

5.1. Pose Estimation

5.1.1. Marker-Detektion

Die in Abschnitt 3.4.1 beschriebene Markerdetektionsmethode wurde auf echten C-Bogen-Aufnahmen analysiert [6].

Daten

Die Aufnahmen wurden mit einem Ziehm Vario RFD-System gemacht und sind aufgrund des Flachbettdetektors des Gerätes nicht verzerrt. Die robuste und genaue Markerdetektion stellt erst bei Überlagerung durch Anatomie eine wirkliche Herausforderung dar. Um die anatomischen Strukturen des Thorax eines Menschen zu simulieren bzw. nachzubilden, wurde der Kadaver eines Truthahns verwendet. Der Körper des Tieres war etwa $30\text{ cm} \times 16\text{ cm} \times 25\text{ cm}$ groß und enthielt noch Eingeweide und Knochen. 34 Aufnahmen aus unterschiedlichen Positionen, Orientierungen und somit auch Tischhöhen wurden akquiriert. Es wurde darauf geachtet, dass der gesamte Bildbereich den Truthahn-Kadaver abbildet. Ein Beispiel dieser Aufnahmedaten ist in Abb. 5.7(a) zu sehen.

Messungen

Auf allen Bildern wurden die Marker, also abgebildete Kügelchen und Stäbchen, detektiert und aufgrund dieser Segmentierung dann die Pose bestimmt. Die gefundene Pose wurde dafür verwendet, die Quellpositionen der Marker im Raum virtuell zurückzuprojizieren. Auf diese Weise konnten alle tatsächlich auf dem Bild vorhandene Marker identifiziert und gezählt werden, also auch diejenigen, die durch die Markerdetektion nicht entdeckt wurden.

Es wurde gezählt, wie viele Kügelchen, Stäbchen und Winkel, die durch diese Stäbchen definiert sind, auf jedem Bild sichtbar sind ($Count_{visible}$). Außerdem wurde gezählt wie viele Marker einer Art tatsächlich durch die beschriebene Methode detektiert wurden ($Count_{detected}$). Von diesen detektierten Markern wurde ein Teil fälschlicherweise segmentiert ($Count_{missegmented}$). Somit gilt $Count_{visible} = Count_{detected} - Count_{missegmented} + Count_{unsegmented}$. D.h., $Count_{visible}$ stellt die sogenannte Ground Truth dar. Ins Verhältnis zu den detektierten Markern gesetzt, erhält man ein *Falsch-Positiv-Verhältnis* (false positives, engl.) ($Rate_{false_pos}$). Ebenso wurde gezählt, wie viele der rückprojizierten Marker nicht detektiert wurden ($Count_{unsegmented}$). Ins Verhältnis gesetzt zu der Gesamtzahl der sichtbaren Marker erhält man ein *Falsch-Negativ-Verhältnis* ($Rate_{false_neg}$). Diese Werte wurden für jedes Bild einzeln berechnet und dann der Durchschnitt von allen Bildern genommen. Dieselben Werte wurden für die Winkel, die durch die Stäbchen definiert sind, berechnet. Während das so definierte Falsch-Positiv-Verhältnis Aufschluss über die Präzision ($1 - Rate_{false_pos}$) der Methode gibt, kann man an dem definierten Falsch-Negativ-Verhältnis die Sensitivität oder Trefferquote ($1 - Rate_{false_neg}$) ablesen.

Tabelle 5.1.: Mittelwerte und Standardabweichung der Tests zur Punkte- und Linien-Detektion

| | Kugeln | Stäbchen | Winkel |
|------------------------|---------------------|--------------------|-------------------|
| $Count_{visible}$ | 160,6($\pm 35,6$) | 40,2($\pm 7,8$) | 23,4($\pm 4,5$) |
| $Count_{detected}$ | 140,1($\pm 28,4$) | 33,4($\pm 7,9$) | 18,7($\pm 4,3$) |
| $Count_{missegmented}$ | 3,7($\pm 5,1$) | 0,2($\pm 3,8$) | 0,2($\pm 0,6$) |
| $Count_{unsegmented}$ | 24,2($\pm 12,9$) | 13,9($\pm 4,7$) | 4,8($\pm 2,5$) |
| $Rate_{false_pos}$ | 3%($\pm 5\%$) | 0,7%($\pm 10\%$) | 1%($\pm 3\%$) |
| $Rate_{false_neg}$ | 15%($\pm 6\%$) | 35%($\pm 9\%$) | 20%($\pm 10\%$) |

Ergebnisse

Auf einem $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ -Bild dauerte die Punktedetektion im Schnitt 151 ms und die Geradenfindung durchschnittlich 57 ms .

Tabelle 5.1 listet die Testergebnisse der Punktedetektionsmethode auf. Im Durchschnitt waren 160,6 Punkte sichtbar auf einem C-Bogen-Bild. 140,1 Kandidaten wurden durchschnittlich mit der entwickelten Methode gefunden, wobei davon 3,7 an der falschen Stelle detektiert wurden. Daraus ergibt sich eine Präzision von 97%. Das bedeutet auch, dass im Schnitt 24,2 der Punkte, die auf dem Bild vorhanden waren, nicht segmentiert wurden. Die Sensitivität der Methode beträgt also 85%.

Tabelle 5.1 zeigt auch die Ergebnisse der Tests zur Geraden- bzw. Winkelfindung. 40,2 Stäbchen und damit 23,4 Winkel sind durchschnittlich auf den getesteten Bildern sichtbar gewesen. Hierzu zählen auch die nicht vollständig abgebildeten Stäbchen am Bildrand. 33,4 Stäbchen wurden durch die Strahlenfindungsmethode detektiert und daraus konnten 18,7 Winkel im Schnitt gefunden werden. Von diesen waren in beiden Fällen im Schnitt 0,2 fehlerhaft. Die Präzision beträgt also 99,3% für Stäbchen und 99% für Winkel. 13,9 der sichtbaren Stäbchen wurden nicht detektiert. Daraus ergibt sich eine Sensitivität von 65%. Für Winkel ergibt sich mit 4,8 fehlenden Winkeln eine Trefferquote von 80%.

Bewertung

Punktedetektion Die Punktedetektionsmethode liefert eine sehr geringe Anzahl an Falsch-Positiven und beweist damit eine äußerst erfreuliche Präzision. Der auf die Markerdetektion folgende Posenbestimmungs-Algorithmus (s. Abschnitt 3.5.2) kann mit einer solch geringen Anzahl an falsch segmentierten Kügelchen problemlos umgehen. Im Normalfall können falsch segmentierte Punkte nämlich dadurch erkannt werden, dass sie sich nicht auf einer der gefundenen Geraden befinden.

Problematischer sind nicht segmentierte Punkte, da für die Bestimmung des Punkte-Doppelverhältnisses vier benachbarte kollineare Punkte benötigt werden. Falls nun ein Punkt in der Mitte dieser Vierer-Gruppe fehlt, wird das Doppelverhältnis falsch und kann somit nicht richtig mit den Quellpunkt-Doppelverhältnissen abgeglichen werden.

Um also auch solche durch die Markerdetektion nicht gefundene Punkte zu finden, wird entlang einer Gerade erneut nach solchen Punkten lokal gesucht. Da dadurch der Suchbereich auf eine Gerade verkleinert wurde, kann dieser zweite Durchlauf auch aufwändiger und damit erfolgreicher sein. Somit kann sichergestellt werden, dass möglichst alle Punkte einer Vierer-Gruppe auch tatsächlich gefunden werden. Durch diesen auf die Markerdetektion folgenden Korrekturschritt kann eine geringfügig niedrige Sensitivität von 85% von der Posenbestimmungsmethode sicher bewältigt werden.

Insgesamt zeigen diese Tests also, dass die entwickelte Punktedetektionsmethode sowohl sensitiv

als auch präzise genug ist, um eine Posenbestimmung darauf aufbauend zu ermöglichen.

Strahlenfindung Mit einem Falsch-Positiv-Verhältnis von etwa 1% beweist die Winkelfindung eine extrem hohe Präzision, da diese Rate verschwindend gering und somit zu vernachlässigen ist.

Aber auch im Falle der Strahlenfindung sind nicht detektierte Winkel und somit eine relativ zur Präzision gesehen hohe Falsch-Negativ-Anzahl problematischer. Die hier festgestellte relativ hohe Anzahl an nicht detektierten Stäbchen ist auch darauf zurückzuführen, dass die Stäbchen, die am Bildrand abgebildet wurden, von der Strahlenfindungsmethode stets aussortiert werden, da sie keine umgebenden Punkte vorweisen können (da einer dieser Punkte immer außerhalb des Bildes liegen wird). Somit kann ein Teil der sichtbaren Stäbchen gar nicht durch die Methode detektiert werden. Ich habe mich aber dennoch entschieden, diesen Überprüfungsschritt einzubauen, da er notwendig ist, um eine große Anzahl falscher Stäbchen möglichst robust ausschließen zu können. Um alle sichtbaren Winkel zu detektieren, müssen aber nicht alle sichtbaren Stäbchen detektiert werden, da diese schließlich nur Hilfsstrukturen darstellen. Es genügt eigentlich, ein Stäbchen pro Winkel zu finden. Da auf einem Winkel meist mehrere Stäbchen vorhanden sind, ist das „Nicht-Detektieren“ von einigen dieser Stäbchen nur von geringfügigem Nachteil. Es können daher noch genügend Winkel auch mit einer Trefferquote von 80% gefunden werden.

Somit wird auch die Strahlenfindungsmethode als ausreichend präzise und sensitiv bewertet, um für die darauffolgende Posenbestimmung geeignet zu sein. Strenggenommen benötigt diese Posenbestimmung schließlich nur 4 – 5 nebeneinanderliegende Winkel pro Bild. Somit schätze ich eine durchschnittliche Detektion von 18,7 Winkeln als voll ausreichend ein.

5.1.2. Intrinsische Kalibrierung

Die in Abschnitt 3.5.1 beschriebene Methode wurde zur Bestimmung der Brennweite f für einen C-Bogen der Firma Ziehm mit Flachbettdetektor angewendet. Die Koordinaten des Hauptpunktes (p_x und p_y) und die Verhältnisse zwischen Pixel in x - und y -Richtung und Bildkoordinaten (m_x und m_y) wurden dabei fest gewählt. Der Kalibrierungsalgorithmus wurde zweifach angewendet, einmal für Bilder, die vom Framegrabber empfangen werden, und einmal für Bilder, die über die DICOM-Schnittstelle empfangen werden. In einem späteren Kapitel (Abschnitt 6.2.1) wird auf die Unterschiede bzw. Besonderheiten dieser beiden Aufnahme-Typen gesondert eingegangen. An dieser Stelle ist es wichtig zu verstehen, dass durch die unterschiedlichen Formate der Bildtypen, einmal $768\text{ px} \times 576\text{ px}$ (Framegrabber) und einmal $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ (DICOM), auch unterschiedliche Brennweiten bei der Bildaufnahme verwendet werden (angenommen m_x und m_y bleiben konstant), falls derselbe Bereich abgebildet wird.

Testdaten

23 C-Bogen-Aufnahmen des Kalibrierungsobjektes (Markerplatte) wurden aus unterschiedlichen Richtungen akquiriert (s. Beispiel in Abb. 3.40(a)). Dabei wurde stets darauf geachtet, dass der innerste Ring der Markerplatte abgebildet wurde (s. Abb. 3.44). Während Translationen in x - und y -Richtung vermieden wurden, wurden Rotationen um die Transversal-Achse im Bereich von -45° bis 45° durchgeführt und um die Longitudinal-Achse im Bereich von -30° bis 30° (s. auch Abb. 3.15). Auch die Tischhöhe wurde zwischen den Aufnahmen verändert, so dass der Abstand zwischen Röntgenquelle und Markerplatte (platziert auf dem Tisch) zwischen 60 cm und 75 cm lag. Alle Aufnahmen wurden sowohl über einen Framegrabber am C-Bogen als auch über das DICOM-Protokoll übertragen und

gespeichert. Dabei wurden auch die manuell bzw. visuell gemessenen bzw. abgelesenen Tischhöhen bzw. Rotationswinkel zu jedem Bild gespeichert.

Parameter

Für die Framegrabber-Aufnahmen der Größe $768\text{ px} \times 576\text{ px}$ wurde der Hauptpunkt bei $(p_x, p_y) = (384, 288)$, also im Zentrum, gewählt. m_x und m_y wurden auf $1,0 \frac{\text{px}}{\text{mm}}$ gesetzt. Als Startwert für die intrinsische Kalibrierung wurde $f = 2000$ genommen.

Bei den $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ -DICOM-Bildern wurde der Hauptpunkt auf $(p_x, p_y) = (512, 512)$, wieder im Zentrum, gesetzt. Auch hier wurden m_x und m_y auf $1,0 \frac{\text{px}}{\text{mm}}$ gesetzt, während als Startwert für die intrinsische Kalibrierung $f = 5000$ gewählt wurde.

Ergebnisse

Für die Framegrabber-Aufnahmen wurde eine Brennweite von $f = 2079\text{ mm}$ bestimmt. Die größeren DICOM-Bilder weisen entsprechend eine höhere Brennweite von $f = 3722\text{ mm}$ auf. Diese Zahlen konnten in den im folgenden beschriebenen Tests in Abschnitt 5.1.3 mit Bronchialbaum-Modell-Aufnahmen (weitgehend) validiert werden.

5.1.3. Extrinsische Kalibrierung

Simulation durch Projektion

In diesem ersten Test zur extrinsischen Kalibrierung soll lediglich gezeigt werden, ob die prinzipielle Idee der Verwendung von Winkel- und Punktdoppelverhältnissen für unser Ziel, die C-Bogen-Posenschätzung, sinnvoll ist. Deshalb wird hier noch nicht der in Kapitel 3.5.2 beschriebene Algorithmus evaluiert, sondern nur eine vereinfachte Form. Punktdetektion, Strahlenfindung, Mittelpunktbestimmung, Zuordnung von Punkten zu Geraden und Distanzmessungen werden nur simuliert, d.h., ihre Ergebnisse direkt geliefert. Es wird ausschließlich getestet, ob nach Projektion des entwickelten Kalibrierungsmusters und bei gegebenen projizierten Winkeln und Punkten auf diesen Winkeln eine exakte Zuordnung zu Ursprungswinkeln und -punkten im 3D möglich ist bzw. wie gut das möglich ist.

Die Bilder, auf denen gearbeitet wird, werden mit dem Computer Vision Tool HALCON® erstellt (s. Abb.5.1(a) und 5.1(b)). Es wurde ein virtuelles Abbild der Kalibrierplatte modelliert und dieses dann mit definierten Projektionsparametern transformiert. Die intrinsischen Parameter bleiben dabei stets konstant, während die extrinsischen Posen variieren. Bei diesem Test wurde nur die rechte Hälfte des Musters betrachtet. Dieser Bereich ist es schließlich auch, auf dem der Thorax des Patienten aufliegen wird und der deshalb für den Arzt von Interesse ist. Auf Verzerrungsparameter wird verzichtet und auch fehlerhafte bzw. ungenaue Markersegmentierung werden nicht abgebildet, da hier ausschließlich die prinzipielle Machbarkeit der Idee getestet werden sollte. Dennoch wird bereits an dieser Stelle getestet, wie der Algorithmus auf eventuell nicht detektierte Punktmarker reagiert.

Folgende Testfälle wurden untersucht:

1. **Winkel:** 5 – 10 benachbarte Winkel des gesamten Musters werden gleichzeitig ausgewählt. Sie werden dann sequentiell abgearbeitet (Geraden detektiert und Winkel bestimmt) und eine Winkelzuordnung mit Hilfe der Doppelverhältnisse gesucht.

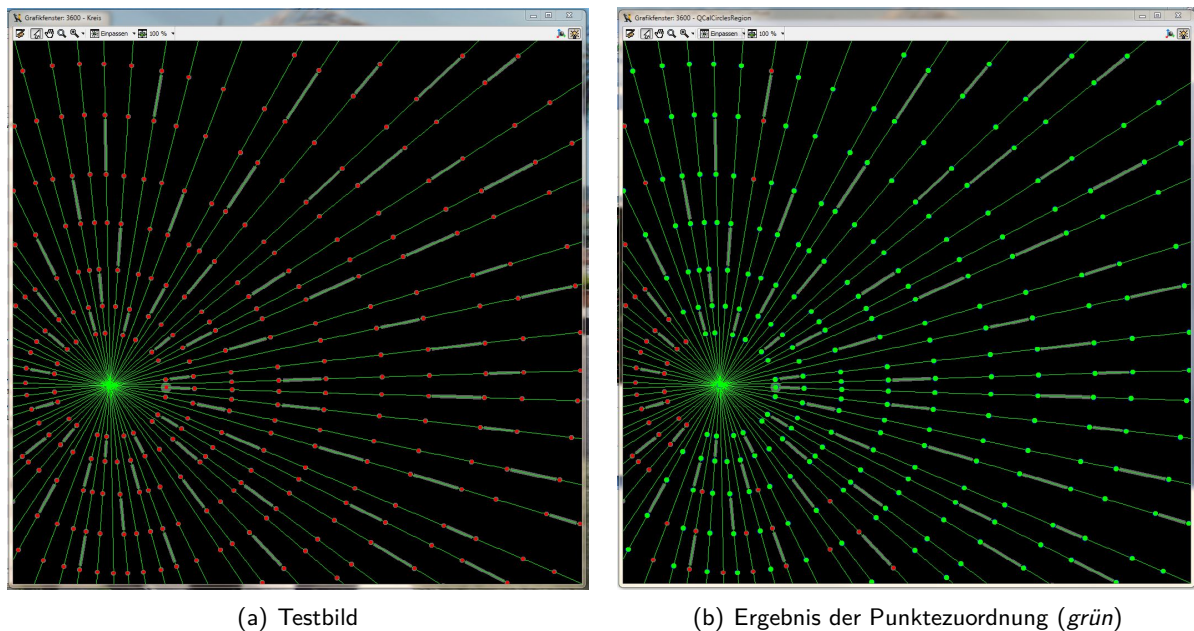


Abbildung 5.1.: Virtuell transformiertes und projiziertes Abbild der Kalibrierplatte.

2. **Punkte:** Für jeden Winkel des gesamten Musters werden 4–10 benachbarte Kreise gleichzeitig ausgewählt. Zufällig wird dann je ein Kreis ausgelassen, so dass die korrespondierenden Quellpunkte nicht mehr benachbart sind. Nacheinander werden dann die Punkte für jeden Winkel untersucht. Auf diese Weise mussten Translationen nicht behandelt werden, während Rotation trotzdem ausgeführt wurden. Hier wird lediglich nach einer Punktzuordnung vom 2D ins 3D gesucht. Die Winkelzuordnung wird als gegeben betrachtet.

Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Tests sind in den beiden Tabellen 5.2 zu finden. Man sieht, dass die Winkelzuordnung auch bei relativ großen Rotationen von bis zu 30° sehr robust funktioniert. Die Fehler, die hier auftreten, können mit einer ungenauen Geradendetektion in Verbindung gebracht werden. Auch die Punktzuordnung erweist sich als äußerst robust. Die wenigen falschen Zuordnungen sind in diesem Fall auf die ausgelassenen Punkte und damit die Unterbrechung der Nachbarschaft zurückzuführen. Die Ergebnisse dieser einleitenden Evaluation wurden als Bestätigung der prinzipiellen Idee gewertet. So wurden deshalb weitere Tests, die den gesamten Algorithmus testen sollen, konzipiert.

Simulation durch DRR-Generierung

In diesem Abschnitt wird der in Kapitel 3.5.2 beschriebene Algorithmus auf DRR-Bildern getestet [7]. Durch die DRR-Simulation ist es möglich, genaue Messungen von Erfolgsraten, Bildaufnahmebereichen und -lokalisation, Durchschnittsgenauigkeiten und Ausführungszeiten durchzuführen, da hier die Ground Truth (Parameter bei der DRR-Generierung) bekannt ist. Um die Einsatzfähigkeit und die Grenzen des Systems also möglichst exakt definieren zu können, werden ausführliche Tests auf simulierten Daten ausgeführt.

Die DRRs werden alle mit einer Brennweite (f) von 2300 mm , einem Isozentrum (Rotationszentrum) bei 300 mm in sagittaler Richtung (vgl. Abb. 3.15), einem optischen Nullpunkt bei

| SIMULIERTE WINKEL | Test 1 | Test 2 |
|--------------------------------|--------------|-------------|
| Rotation (X,Y,Z)[°] | (10, 10, 0) | (30, 30, 0) |
| Translation (X,Y,Z)[cm] | (−15, 10, 0) | (0, 0, 0) |
| Richtige Zuordnungen | 1237 | 1266 |
| Falsche Zuordnungen | 37 | 8 |
| Fehlerrate | 2,9% | 0,6% |

| SIMULIERTE PUNKTE | Test 1 | Test 2 |
|--------------------------------|-----------|-------------|
| Rotation (X,Y,Z)[°] | (0, 0, 0) | (10, 10, 0) |
| Translation (X,Y,Z)[cm] | (0, 0, 0) | (0, 0, 0) |
| Richtige Zuordnungen | 7119 | 7108 |
| Falsche Zuordnungen | 172 | 183 |
| Fehlerrate | 2,4% | 2% |

Tabelle 5.2.: Ergebnisse der Zuordnung von simulierten Winkeln (oben) und Punkten (unten).

$(p_x, p_y) = (512, 512)$ und einer Auflösung von $1024 \text{ px} \times 1024 \text{ px}$ generiert. Im ersten Teil werden DRRs von einem künstlich erzeugten Volumen des Kalibrierungsmusters erzeugt. Im zweiten Teil werden die so erzeugten DRRs zusätzlich mit DRRs überlagert, die von Thorax-CTs erzeugt wurden.

Muster-DRRs Zwei unterschiedliche Transformationsintervalle werden getestet: Das erste definiert lediglich Translationen, während das zweite auch Rotationen einschließt. Aus dem ersten Intervall werden 214, aus dem Rotationsintervall 104 zufällige Posen (Ground Truth) selektiert. Diese Transformationen werden nun für die DRR-Generierung verwendet. Die DRRs werden von einem virtuell erzeugten dreidimensionalen Volumen des Kalibrierungsmusters samt Kügelchen und Stäbchen erzeugt. Beispielbilder hierfür sind in Abb. 5.2 zu sehen.

Der in Kapitel 3.5.2 beschriebene Algorithmus wurde dann auf allen so erzeugten Bildern ausgeführt und eine Erfolgsrate berechnet. Eine Posenschätzung wird als erfolgreich durchgeführt definiert, falls eine Posenschätzung überhaupt möglich ist (also ausreichend Punktezuordnungen erzielt wurden) und das 3D-Fehlermaß *mTRE* (mean target registration error, engl: mittlerer Ziel-Registrierungsfehler) unter 2 mm liegt. Dieses Fehlermaß wurde von *van de Kraats et al.* für die 2D/3D-Registrierung empfohlen. Diese Gruppe hat in [140, 139] ein standardisiertes Evaluierungsprotokoll für die 2D/3D-Registrierung vorgestellt. Da das Anwendungsgebiet dieser Arbeit sehr eng mit dieser Art von Registrierung verknüpft ist, erscheint es sinnvoll, das gleiche Fehlermaß zu verwenden.

Die Grenze von 2 mm wurde gewählt, da ein Standard-Bronchoskop einen Durchmesser von etwa $3 - 6 \text{ mm}$ hat. Damit sind die Bronchien, die untersucht werden können, offensichtlich eingeschränkt.

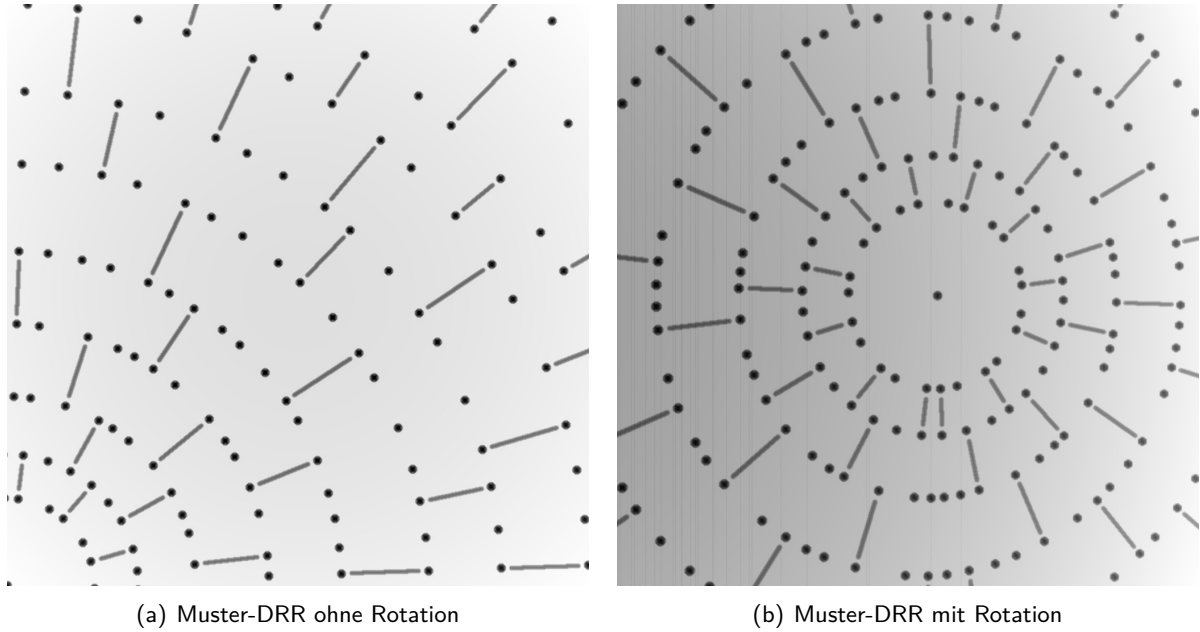


Abbildung 5.2.: DRRs des Kalibrierungsmusters

Falls nun also ein 3D-Fehler von 2 *mm* bei der Posenschätzung auftritt, kann dieser Fehler bei der Lokalisierung des Bronchoskops innerhalb des richtigen Bronchus ausgeglichen werden.

Das *mTRE* misst die durchschnittliche Distanz zwischen einer Menge P von k 3D-Quellpunkten p_i , die durch die Ground Truth-Pose (T_{Gr}) transformiert wurden, und denselben Punkten nach Transformation mit der geschätzten Pose (T_{Est}).

$$mTRE(P, T_{Gr}, T_{Est}) = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \|T_{Est}p_i - T_{Gr}p_i\| \quad (5.1)$$

Dabei wurden als Quellpunkte die Punkte ausgewählt, die auf dem Kalibrierungsmusters in einem Bereich von 300 *mm* \times 300 *mm* um das Zentrum der Projektion herumliegen. Da diese Punkte auf dem Muster alle auf einer Ebene liegen und auch Fehler in sagittaler Richtung gemessen werden sollen, wurden diese Quellpunkte noch in Normalenrichtung der Musterebene gleichmäßig um 0 *mm*, 150 *mm* und 300 *mm* verschoben und zu P hinzugefügt. Abb. 5.3 zeigt zur Verdeutlichung ein solches dreidimensionales Gitternetz aus Quellpunkten. Auf diese Weise können also auch Fehler in Tiefenrichtung der Projektion gemessen werden.

Zusätzlich wurde auch ein weiteres Fehlermaß verwendet: der mittlere Rückprojektionsfehler *mPE* (mean reprojection error, engl.). Dieser wird zwischen den projizierten 2D-Punkten nach Transformation mit T_{Est} und den segmentierten 2D-Punkten im DRR gemessen. Dieses zweite Fehlermaß ist damit ein 2D-Fehlermaß innerhalb der Projektionsebene und kann deshalb auch ohne Ground Truth gemessen werden. Es gibt aber keine Aussage darüber, welche Fehler in Projektionsrichtung aufgetreten sein können.

Ergebnisse

Tabelle 5.3 listet die Erfolgsraten und die *mTRE*- und *mPE*-Werte für jedes Transformationsintervall

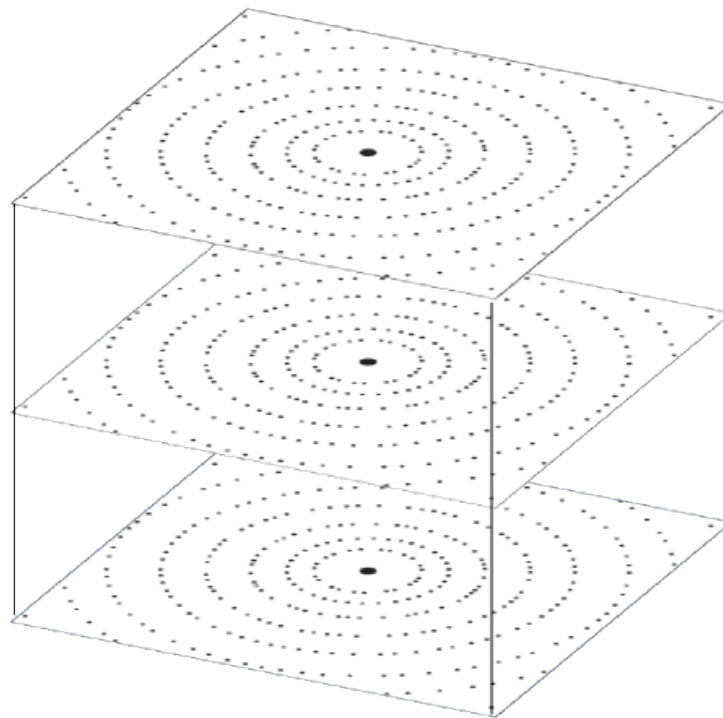


Abbildung 5.3.: 3D-Gitternetz aus Quellpunkten für mTRE-Berechnung

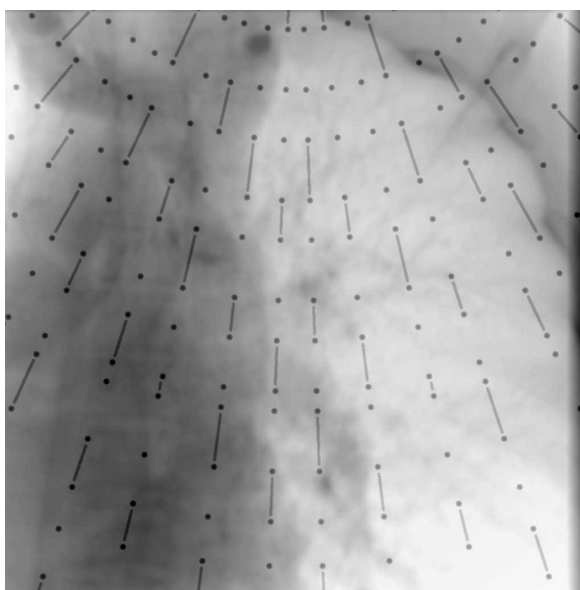
auf. Das erste Intervall ist durch einen $40\text{ cm} \times 60\text{ cm}$ großen Bereich um das Zentrum des Kalibrierungsmusters definiert. Diese Ausmaße überschreiten das klinisch relevante Thorax-Areal, welches während einer bronchoskopischen Untersuchung betrachtet wird. 97,2 % aller Testbilder aus diesem Transformationsintervall konnten erfolgreich analysiert werden. Der *mTRE*-Fehler bei allen erfolgreichen Posenschätzungen beträgt $0,28\text{ mm}$ mit einer Standardabweichung von $0,13\text{ mm}$. Die entsprechenden *mPE*-Werte sind $0,52\text{ px}$ und $0,16\text{ px}$. Diese Werte zeigen, dass C-Bogen-Bewegungen ohne Rotationen in einem Aufnahmebereich von $40\text{ cm} \times 60\text{ cm}$ um das Kalibrierungsmusterzentrum sehr verlässlich und genau berechnet werden können.

Bei dem zweiten Test wird ein Bereich von $30\text{ cm} \times 50\text{ cm}$ um das Musterzentrum unter Hinzunahme von Rotationen um die transversale Achse (y) und die longitudinale Achse (x) von -30° bis 30° untersucht. Der Bereich, innerhalb dessen in sagittaler Richtung (z) verschoben wurde (spiegelt die Tischhöhenverstellung wider), wird auch um ein Drittel verkleinert. Auch bei diesem Test wurde eine Erfolgsrate von 97,1 % erreicht, während der *mTRE* bei $0,33 \pm 0,2\text{ mm}$ lag und der *mPE* bei $0,48 \pm 0,32\text{ px}$. Das bedeutet, dass auch dieses Mal Erfolgsrate und Genauigkeit voll zufriedenstellend sind.

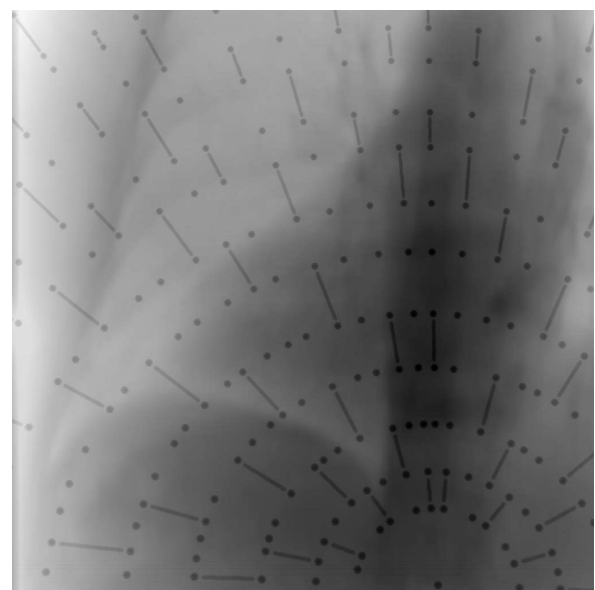
Die wenigen nicht erfolgreichen Posenschätzungen sind auf ungenaue Detektionen von Kügelchen und Stäbchen zurückzuführen. In allen dieser Fälle konnte eine Posenschätzung gar nicht erst berechnet werden. Kein einziges Mal wurde eine Posenschätzung berechnet, bei der der *mTRE*-Wert zu schlecht war. Das bedeutet, dass bei Versagen der Methode dieses auch bemerkt werden wird. Falls eine ungenaue Posenschätzung erfolgt wäre, hätte der Arzt das ohne Ground Truth-Wissen kaum zuverlässig erkennen können. Ein „totales“ Versagen ist in diesem Fall deshalb vorzuziehen, da dann einfach ein erneuter Versuch aus einer möglicherweise etwas veränderten Position des C-Bogens gestartet werden kann.

Tabelle 5.3.: Erfolgsrate, mTRE and mPE für Transformationsintervalle auf simulierten DRR-Bildern

| Translation [mm] | Rotation [°] | mTRE [mm] | mPE [px] | Erfolgsrate [%] |
|--|--|-----------------|-----------------|-----------------|
| $T_x \in [200, 200]$ $T_y \in [-300, 300]$ $T_z \in [355, 655]$ | $R_x \in [0, 0]$ $R_y \in [0, 0]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.28 ± 0.13 | 0.52 ± 0.16 | 97.2 |
| $T_x \in [-150, 150]$ $T_y \in [-250, 250]$ $T_z \in [405, 605]$ | $R_x \in [-30, 30]$ $R_y \in [-30, 30]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.33 ± 0.2 | 0.48 ± 0.32 | 97.1 |



(a) Thorax-DRR ohne Rotation



(b) Thorax-DRR mit Rotation

Abbildung 5.4.: Überlagerung von Thorax-DRR und Muster-DRR

Thorax-DRRs Auf den bisher erstellten DRR-Aufnahmen ist ausschließlich das Kalibrierungsmuster zu sehen gewesen, d.h., die Segmentierungsalgorithmen hatten es vergleichsweise einfach die Marker-Strukturen zu erkennen. Um die reale Situation während der Operation etwas besser abzubilden, wird bei den folgenden Testaufnahmen jedes Kalibrierungsmuster-DRR zusätzlich mit echten Anatomie-Aufnahmen überlagert [7]. Dazu werden 5 verschiedene Thorax-CT-Scans aus unterschiedlichen plausiblen Posen virtuell projiziert. Die entstandenen DRRs werden dann über die im vorherigen Abschnitt erstellten Muster-DRRs gelegt. In Abb. 5.4 sind beispielhaft zwei solcher überlagerten DRRs zu sehen.

Man erkennt deutlich, dass die Marker hier einen deutlich geringeren Kontrast zum Anatomie-Hintergrund aufweisen. Hier ist zu bemerken, dass diese künstlich generierten Bilder eher schwierige Fälle darstellen, höchstwahrscheinlich sogar schwieriger als reale Patientenaufnahmen. Diese weisen normalerweise einen besseren Kontrast auf bzw. dieser lässt sich manuell am Gerät selbst einstellen.

Da die Muster-DRRs mit denen aus dem vorherigen Test übereinstimmen, folgt, dass auch diesel-

ben Transformationsintervalle getestet werden. Weiterhin werden auch hier die beiden Fehlermaße $mTRE$ und mPE gemessen.

Ergebnisse

Tabelle 5.4 listet die Erfolgsraten, $mTRE$ - und mPE -Werte für jedes Transformationsintervall auf. Auch hier konnte in beiden Testintervallen eine robuste Ergebnisrate erzielt werden, wobei bei Ausschluss von Rotationen sogar fast 95 % erreicht wurden. Auch die Genauigkeit der erfolgreichen Posenschätzung ist äußerst zufriedenstellend.

Wenn auch durch die Überlagerung von Anatomie eine Verschlechterung der Ergebnisse zu beobachten ist, sind diese bezüglich ihrer Robustheit und Genauigkeit immer noch ermutigend. Wie bereits erwähnt, wird angenommen, dass in der klinischen Situation meist besser kontrastierte Aufnahmen zur Verfügung stehen, als sie in dieser Simulation erzeugt wurden. Dieser Test kann also als Worst Case (engl.: schlimmster Fall) betrachtet werden.

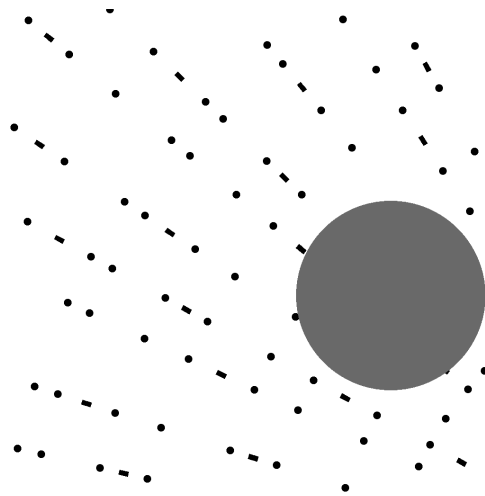
Tabelle 5.4.: Erfolgsrate, $mTRE$ and mPE für Transformationsintervalle auf simulierten DRR-Bildern mit Thorax-Anatomie

| Translation [mm] | Rotation [°] | mTRE [mm] | mPE [px] | Erfolgsrate [%] |
|--|--|-----------------|-----------------|-----------------|
| $T_x \in [200, 200]$ $T_y \in [-300, 300]$ $T_z \in [355, 655]$ | $R_x \in [0, 0]$ $R_y \in [0, 0]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.44 ± 0.28 | 0.65 ± 0.37 | 94.4 |
| $T_x \in [-150, 150]$ $T_y \in [-250, 250]$ $T_z \in [405, 605]$ | $R_x \in [-30, 30]$ $R_y \in [-30, 30]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.47 ± 0.35 | 0.69 ± 0.29 | 82.7 |

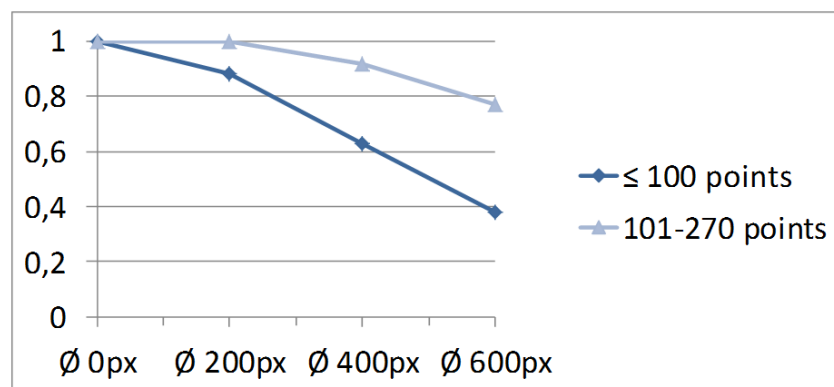
Marker-Auslassungen Der letzte simulierte Testdurchgang beschäftigt sich mit den Folgen von unsegmentierten Markern. Dies kann aufgrund von Überlagerung durch anatomische Strukturen, das Bronchoskop oder Biopsieinstrumente vorkommen. Der Kontrast zwischen den genannten Objekten und den Kalibriermarkern ist dann aufgrund der Abbildung durch den C-Bogen zu schwach, um eine Segmentierung überhaupt möglich zu machen. Da diese Fälle nicht gänzlich ausgeschlossen werden können, ist es wichtig zu testen, wie der Algorithmus damit umgehen kann bzw. ob er dieses Problem lösen kann [7].

Für diesen Test werden dieselben intrinsischen Parameter bei der Abbildung verwendet, wie in den vorherigen Testbildern (Muster-DRRs und Thorax-DRRs). Das Transformationsintervall wird in einem Bereich von $40 \text{ cm} \times 60 \text{ cm}$ ohne Rotationen gewählt. Es werden 200 Testbilder ohne Anatomieüberlagerung generiert, wobei die Hälfte der Bilder weniger als 100 Punktmarker enthält und die andere Hälfte mehr als 100. Durchschnittlich sind 10 Winkel bzw. Geraden auf den Bildern der ersten Gruppe zu erkennen und 25 in der zweiten Gruppe. Nun werden kreisförmige Regionen mit einem Durchmesser von 200 px , 400 px und 600 px generiert. Zufällig wird jeweils einer dieser Kreise auf jedem Testbild positioniert. Die Marker, die unterhalb der Kreisregion liegen, werden nicht segmentiert. Auf diese Weise werden dunkle anatomische Strukturen simuliert. Abb. 5.5(a) zeigt beispielhaft das Ausmaß einer Kreisregion anhand von einem Testbild.

Ergebnisse



(a) Testbild mit überlagelter kreisförmiger Region ($\varnothing 200 \text{ px}$): Im überlagerten Bereich werden keine Marker segmentiert.



(b) Erfolgsraten der Tests mit verschiedenen großen kreisförmigen ausgelassenen Bereichen.

Abbildung 5.5.: Experimente zur Marker-Auslassung.

Die Erfolgsraten dieses Tests sind in Abb. 5.5(b) zu sehen. Man sieht, dass bei Vorhandensein von mindestens 100 Punktmarkern sogar große Areale von $\varnothing 400 \text{ px}$ ohne erhebliche Einbußen in der Robustheit ausgelassen werden können. Die Erfolgsraten lagen immer noch bei über 90 %. Dennoch sieht man auch, dass bei weniger Punktmarkern eine fehlende Segmentierung von diesen zu Einschränkungen in der Erfolgsrate führen, besonders bei sehr großen Verdeckungen.

Flachbettdetektor-Aufnahmen

Nachdem der Algorithmus nun ausführlich auf simulierten C-Bogen-Aufnahmen evaluiert wurde und Robustheit und Genauigkeit der Methode anhand von Ground Truth-Daten bestimmt wurden, sollen nun Aufnahmen von einem echten Gerät herangezogen werden [7]. Dazu wird zunächst ein C-Bogen mit Flachbettdetektor verwendet. Das bedeutet, dass hier auf die Berücksichtigung von Bildverzerrungen verzichtet werden kann.

Die im Folgenden vorgestellten Tests wurden teilweise auf einem Ziehm Vision RFD und teilweise auf einem Nucletron Simulix Evolution System durchgeführt. Dabei wird das Kalibrierungsmuster auf den Patiententisch gelegt und mehrere Durchleuchtungsaufnahmen aus unterschiedlichen Positionen und Orientierungen erstellt.

Muster-Aufnahmen Bei dem ersten Test wurden Aufnahmen der Kalibrierplatte auf dem Ziehm Visio RFD akquiriert. Die generierten Bilder haben eine Größe von $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ und sind, wie bereits erwähnt, verzerrungsfrei aufgrund des Flachbettdetektors. 8 Bilder wurden ohne Rotationen, wohl aber mit Translationen um bis zu 36 cm und 15 cm in longitudinaler (x) bzw. transversaler (y) Richtung (vgl. Achsenbezeichnungen in Abb. 3.15), ausgehend vom Zentrum der Kalibrierungsplatte, erzeugt. Die Höhe des Patiententisches wurde so eingestellt, dass sie der typischen Arbeitshöhe eines Arztes während einer Bronchoskopie entspricht. Diese Höhe lag bei etwa 49 cm zwischen Patiententisch und Röntgenquelle des Geräts. Aus dieser Höhe wurden zusätzlich 11 Aufnahmen vom Zentrum generiert, diesmal aber mit Rotationen von -30° bis 30° . Dann wurden jeweils 4 Bilder aus einer extrem niedrigen Patiententischhöhe (39 cm) und aus einer extrem hohen Höhe (75 cm) gänzlich ohne Rotationen aber mit Verschiebungen innerhalb der Frontalebene (z) erstellt. All diese Aufnahmen wurden dann mit dem Algorithmus verarbeitet und die Ergebnisse analysiert.

Ergebnisse

Tabelle 5.5 zeigt die Erfolgsraten und die mPE -Werte dieser Tests. $mTRE$ -Werte konnten nicht berechnet werden, da exakte Ground Truth-Daten nicht vorhanden sind. Die Bewegungen des verwendeten C-Bogen-Systems werden von dem Gerät selbst nicht vollständig und genau erfasst und können nur sehr ungenau an dem Gestell von außen abgelesen bzw. gemessen werden. Da Genauigkeiten im Millimeterbereich ausgewertet werden sollen, erschien eine Verwendung solcher inakkurater Daten als nicht sinnvoll.

Bei 26/27 bzw. 96,3 % aller Bilder erreichte die Methode erfolgreiche Posenschätzungen, wobei eine Pose als erfolgreich gefunden definiert wurde, falls der mPE -Wert unter 5 px lag. Die mPE -Werte aller getesteten Transformationsintervalle liegen unter $0,3\text{ px}$. Dieses Ergebnis wird als äußerst positiv und vielversprechend gewertet. An einem einzigen Bild, welches aus einer extrem niedrigen Patiententischhöhe aufgenommen wurde, scheiterte der Algorithmus, weil hier die Stäbchendetektion nicht gut genug funktionierte. Die abgebildeten Linien waren zu klein bzw. schlecht zu detektieren.

Phantom-Aufnahmen Der nächste Schritt bestand darin, zu untersuchen, wie sich der Algorithmus bei Überlagerung durch Anatomie verhält. Dazu wurden Tests mit unterschiedlichen radiographischen Anatomie-Phantomen durchgeführt. Hier wurden sowohl Aufnahmen mit dem Ziehm Vision RFD als auch mit dem Nucletron Simulix Evolution System gemacht. Beide C-Bogen-Systeme besitzen einen Flachbettdetektor. Bei den Phantomern handelt es sich um zwei verschiedene Thorax-Phantome, von denen eines das übliche Alderson-Phantom ist, und um ein Abdomen-Phantom. In Abb. 5.6(b) und 5.6(c) sind beispielhaft zwei der Aufnahmen abgebildet, die mit diesen entstanden sind. Die Phantome wurden dabei stets auf die Kalibrierungsplatte gelegt, welche wiederum auf dem Patiententisch lag (s. Abb. 5.6(a)).

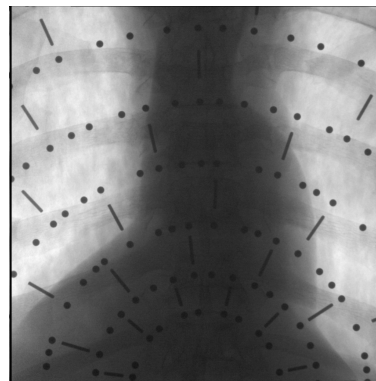
Es wurden 2 Aufnahmen mit dem ersten Thorax-Phantom, 3 mit dem Abdomen-Phantom und 9 mit dem Alderson-Thorax-Phantom gemacht. Es wurden auch bei diesen Testaufnahmen unterschiedliche Posen des C-Bogens ausprobiert. An den C-Bogen-Systemen wurden die Voreinstellungen vorgenommen, die man im Normalfall für Knochen- bzw. Weichteilgewebe verwendet. Die Aufnahmen des Nucletron Simulix Evolution haben eine Größe von $2048\text{ px} \times 2048\text{ px}$ im Gegensatz zu den

Tabelle 5.5.: Erfolgsraten und mPE für Transformationsintervalle auf Ziehm Vision RFD

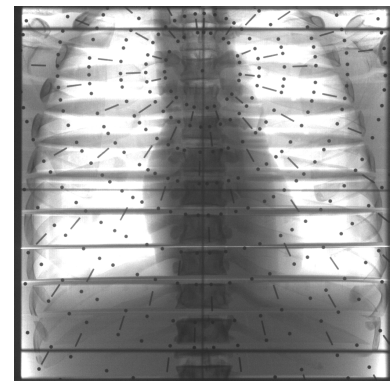
| Translation [mm] | Rotation [°] | mPE [px] | Success rate [%] |
|--|--|-----------------|------------------|
| $T_x \in [-150, 150]$ $T_y \in [0, 360]$ $T_z \in [480, 500]$ | $R_x \in [0, 0]$ $R_y \in [0, 0]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.12 ± 0.04 | 100.0 (8/8) |
| $T_x \in [0, 0]$ $T_y \in [0, 0]$ $T_z \in [480, 500]$ | $R_x \in [-30, 30]$ $R_y \in [-30, 30]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.10 ± 0.03 | 100.0 (11/11) |
| $T_x \in [-150, 70]$ $T_y \in [0, 425]$ $T_z \in [380, 400] \cup [720, 750]$ | $R_x \in [0, 0]$ $R_y \in [0, 0]$ $R_z \in [0, 0]$ | 0.12 ± 0.04 | 88.0 (7/8) |



(a) Versuchsaufbau



(b) Thorax-Phantom



(c) Alderson Thorax-Phantom

Abbildung 5.6.: Phantom-Aufnahmen mit Ziehm Vision und Nucletron Simulix Evolution

Ziehm Vision-Aufnahmen, die nur ein Viertel so groß sind ($1024 \text{ px} \times 1024 \text{ px}$). Damit steigt auch die Bearbeitungszeit der ersten Aufnahmegruppe. Bei den Aufnahmen des Alderson-Phantoms ergaben sich zusätzliche Schwierigkeiten durch den schichtweisen Aufbau dieses Phantoms. Diese Schichten wurden deutlich auf den Durchleuchtungsbildern abgebildet (s. Abb. 5.6(c)).

Ergebnisse

Insgesamt konnten 13/14 oder 92,9 % aller Bilder erfolgreich bearbeitet werden. Die gefundenen Posen wiesen eine Genauigkeit (gemessen in mPE) von 0,71 px bei den $1024 \text{ px} \times 1024 \text{ px}$ -Bildern und 6,8 px bei den größeren $2048 \text{ px} \times 2048 \text{ px}$ -Bildern auf. Dieser Unterschied lässt sich vor allem durch die Größe der Bilder selbst, aber auch durch die Schichten des Alderson-Phantoms erklären, die eine exakte Detektion der Marker erschwert. Die Ausführungszeit bei den Nucletron Simulix Evolution-Bildern betrug im Durchschnitt 11 sec . Diese Zeit wurde durch die kleineren Bilder mit 5,6 sec deutlich unterboten.

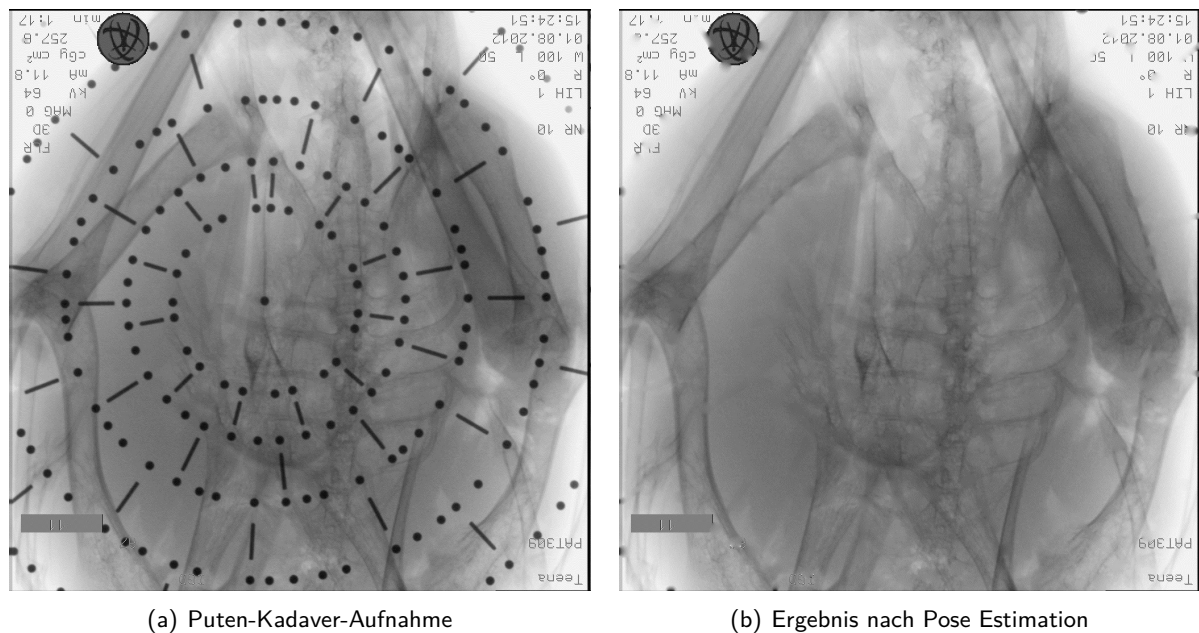


Abbildung 5.7.: Aufnahmen eines Puten-Kadavers mit Ziehm Vision RFD.

Kadaver-Aufnahmen Um der menschlichen Anatomie und damit der klinischen Situation noch näher zu kommen, wurde bei diesem letzten Test mit einem Flachbettdetektor ein gefrorener Putenkadaver auf die Kalibrierungsplatte gelegt. Die Pute hatte Ausmaße von $30\text{ cm} \times 16\text{ cm} \times 20\text{ cm}$ und kommt daher der Größe eines menschlichen Thorax recht nahe. Der Kadaver enthielt Knochen und Innereien. Es wurden 33 Aufnahmen dieser Konstellation aus unterschiedlichen Positionen und Richtungen mit dem Ziehm Vision RFD erstellt. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Putenkörper einen möglichst großen Teil des Bildes überlagert, da ja getestet werden soll, wie der Algorithmus auf eben solche Überdeckungen reagiert. Abb. 5.7(a) zeigt beispielhaft eine dieser Aufnahmen.

Ergebnisse

Eine Posenschätzung wurde als erfolgreich gewertet, falls der mPE -Wert unter 5 px lag. 32/33 oder 97 % aller Bilder wurden erfolgreich behandelt. Die Ausführungszeit betrug im Durchschnitt 3.3 sec und die Genauigkeit lag bei $1,47\text{ px}$. Abb. 5.7(b) zeigt das Ergebnis nach einer erfolgreichen Posenschätzung und angewendeter Entfernung der Kalibrierungsmarker aufgrund der berechneten Pose. Mit diesem letzten Test zu anatomischen Überlagerungen konnte sehr deutlich gezeigt werden, dass der Algorithmus möglicherweise sowohl bezüglich Robustheit als auch Genauigkeit den klinischen Anforderungen genügen wird.

Bronchialbaum-Modell-Aufnahmen Aufgrund der Bronchialbaum-Segmentierung eines Thorax-CT-Datensatzes wurde ein hohles Bronchialbaum-Modell erstellt, welches dann in Originalgröße in transparentes Polyurethan gegossen wurde. Dieses Polyurethan-Modell wurde dann auf einem stabilen, eigens angefertigten Gestell so platziert, dass diese Position zu einem späteren Zeitpunkt wieder reproduziert werden kann. Auf diesem Gestell gelagert, wurde nun eine hochaufgelöste CT-Aufnahme des Bronchialbaum-Modells gemacht. Aus diesem CT wurde wiederum eine Segmentierung

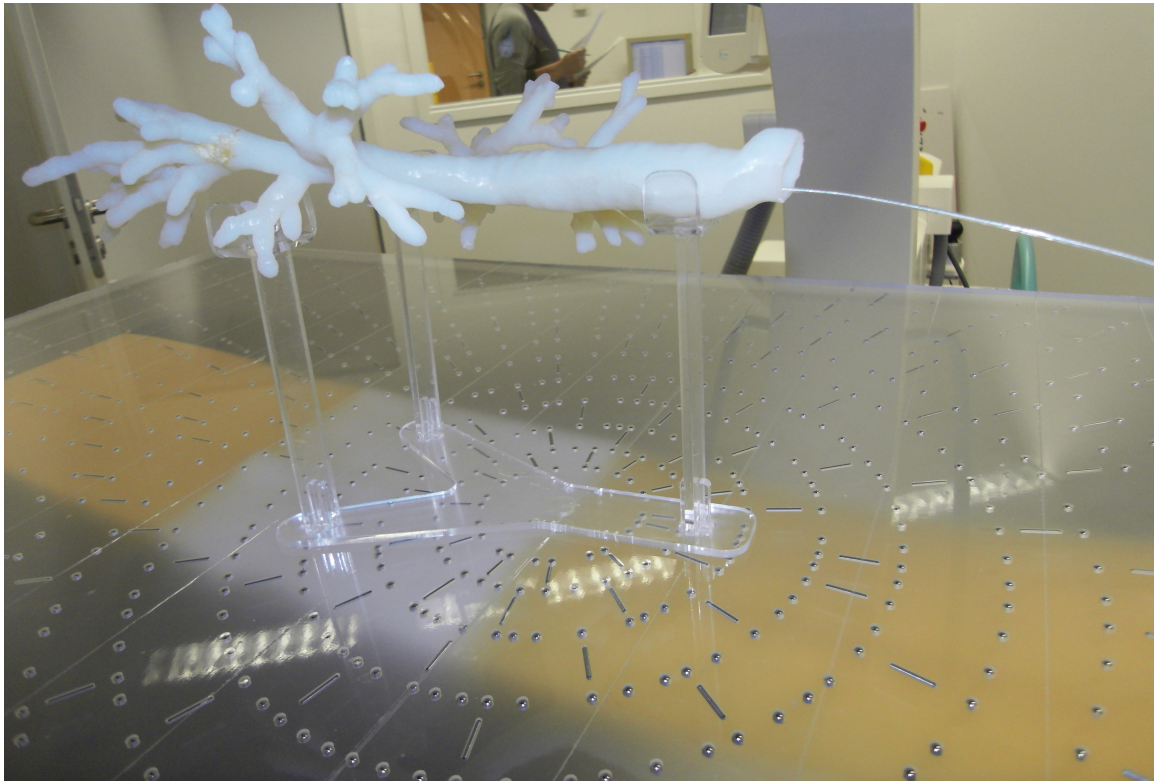


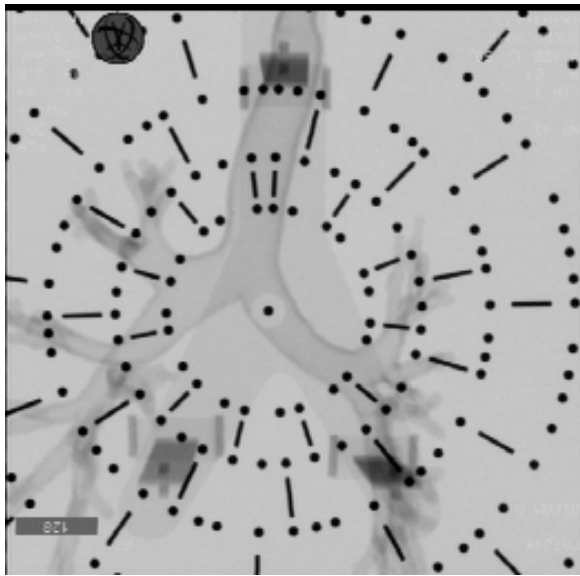
Abbildung 5.8.: Bronchialbaum-Modell mit Kalibrierungsplatte auf dem Patiententisch eines Ziehm Vision RFD C-Bogens.

des Bronchialbaum-Modells mit der in Kapitel 4.1.1 beschriebenen Methode extrahiert. Im nächsten Schritt wurde dieselbe Formation aus Bronchialbaum-Modell und Gestell auf dem Kalibrierungsmuster aufgestellt, welches wiederum auf einem Patiententisch platziert wurde. Mit dem auch in den vorangegangenen Tests verwendeten Ziehm Vision C-Bogen wurden nun mehrere Aufnahmen aus unterschiedlichen Positionen und Orientierungen gemacht. Dieser Versuchsaufbau ist in Abb. 5.8 zu erkennen.

Die erste Aufnahme aus einer senkrechten und möglichst zentrierten Position wurde verwendet, um eine initiale Registrierung zwischen der Fluoroskopie und dem CT des Bronchialbaum-Modells auszuführen. Zuvor wurde eine Posenbestimmung durchgeführt und in Kombination mit einer manuellen Vorpositionierung als Starttransformation verwendet. Im Folgenden wurden dann 20 Aufnahmen gemacht, die nach Verschiebung des C-Bogen-Detektors erstellt wurden. Dabei lagen die Translationen in x -Richtung in einem Intervall von -20 cm bis 20 cm und in y -Richtung zwischen -15 cm und 15 cm . Die Tischhöhe wurde in einem Bereich von 15 cm variiert und der Abstand zwischen Patiententisch und Röntgenquelle lag zwischen 67 cm und 52 cm . Ebenso wurden 20 weitere Aufnahmen aus rotierten Positionen akquiriert. Dabei lagen die Rotationen um die transversale Achse zwischen -15° und 15° und um die longitudinale Achse im Bereich $[-20^\circ; 20^\circ]$. Ein Beispielbild ist in Abb. 5.9(a) zu sehen.

Ergebnisse

Auf allen 40 Aufnahmen wurde dann die extrinsische Kalibrierung aufgrund der aufgenommenen



(a) Fluoroskopie des Bronchialbaum-Modells und der Kalibrierungsplatte.



(b) Nach Entfernung der rückprojizierten Marker und Überlagerung des DRR der Bronchialbaum-Modell-Segmentierung.

Abbildung 5.9.: Bronchialbaum-Modell-Tests: Eingabebild und Posenbestimmungsergebnis

Marker der Kalibrierungsplatte bestimmt [8]. Die resultierenden Posen wurde dafür verwendet, um alle sichtbaren Marker zurückzuprojizieren und darauffolgend durch die in Kapitel 3.4.2 beschriebene Inpainting-Methode zu entfernen. Die initiale Registrierung, welche die Transformation zwischen Patient und Patiententisch bestimmt hat, in Kombination mit der durch die extrinsische Kalibrierung bestimmten Pose, die die Transformation zwischen Patiententisch und C-Bogen definiert, wurde dann verwendet, um das vorher segmentierte Bronchialbaum-Modell zu projizieren, d.h., um ein DRR desselben zu generieren. Dieses DRR wurde dann über die reale Fluoroskopie-Aufnahme gelegt, beispielhaft in Abb. 5.9(b) zu sehen.

Nun wurde visuell bewertet, ob das DRR mit der realen Aufnahme in weiten Teilen, d.h. an den meisten Bronchialästen übereinstimmt. Diese visuelle Inspektion ergab, dass alle Aufnahmen nach Translation korrekt zurückprojiziert wurden. Bei den rotierten Aufnahmen sah das Ergebnis ähnlich gut aus, wobei zwei der Aufnahmen nicht gut genug rückprojiziert wurden. Das bedeutet, hier war die Übereinstimmung zwischen rückprojizierten Bronchialästen und tatsächlich aufgenommenen nicht ausreichend. Daraus ist zu schließen, dass die Posenbestimmung in diesen Fällen ungenau war. Die Posenbestimmung auf einem Bild dauerte im Schnitt 1,1 Sek..

Insgesamt hat die Methode durch diese Tests aber eine sehr hohe Robustheit und Genauigkeit bewiesen, sowohl für Translationen als auch Rotationen. Auch die Ausführungszeit ist voll zufriedenstellend in Bezug auf die klinische Anwendbarkeit.

Verzerrte Aufnahmen

Verzerrte C-Bogen-Aufnahmen sind bei Systemen zu erwarten, die keinen Flachbettdetektor besitzen. Die folgenden Tests wurden auf einem solchen veralteten System durchgeführt, letztlich auch um die Grenzen der Methode abzustecken. Verwendet wurde ein Philips Multi Diagnost 3 C-Bogen.

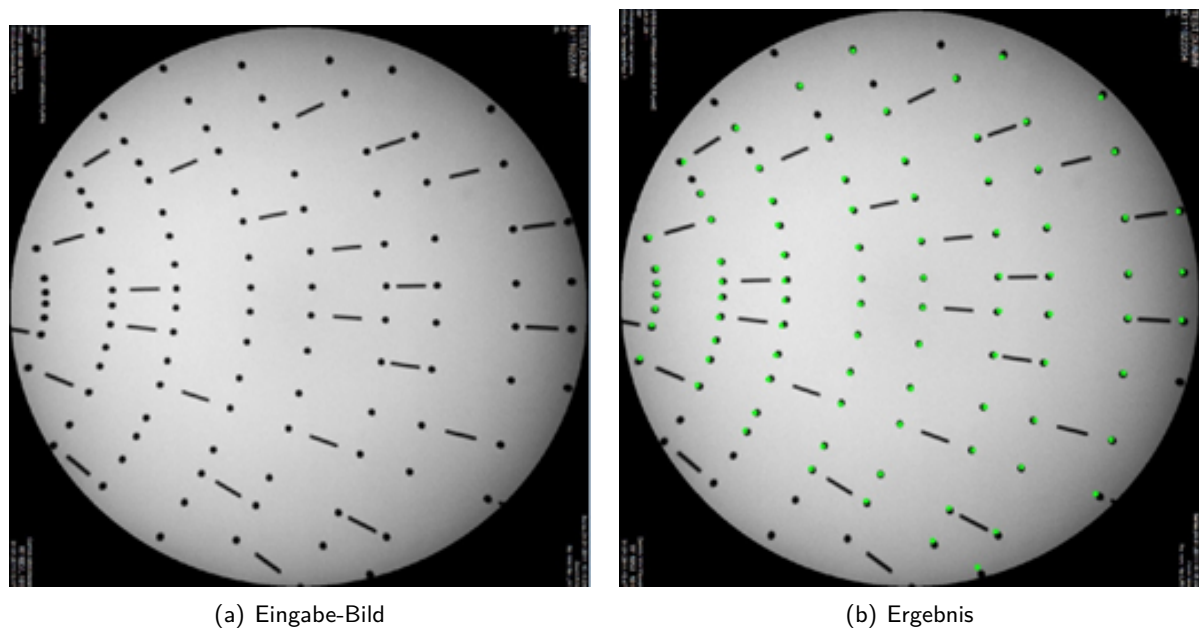


Abbildung 5.10.: Verzernte Aufnahme (*center, midway, 25cm*) mit rückprojizierten Punkten nach Pose Estimation (grün).

Die Kalibrierungsplatte wurde auch hier auf dem Patiententisch befestigt und 11 Aufnahmen aus unterschiedlichen C-Bogen Posen wurden erstellt. Beispielhaft ist eines dieser Bilder in Abb. 5.10 zu sehen. Bei dem benutzten Gerät können Verschiebungen in x - und y -Richtung nicht abgelesen werden, deshalb werden diese Positionsparameter annähernd durch die englischen Begriffe „center“ für den Mittelpunkt des Musters, „midway“ für eine Position zwischen Mittelpunkt und Randbereich des Musters und „border“ für den Randbereich beschrieben. Patiententischverschiebungen in z -Richtung, also Einstellungen in der Höhe, konnten wiederum am Gerät visuell abgelesen werden (Genauigkeitsverlust). Auch die Rotationen um x - und y -Achse sind ungenau ablesbar (vgl. Achsenbezeichnungen in Abb. 3.15).

Ergebnisse

Die Ergebnisse für jedes einzelne Bild sind in Tabelle 5.6 zu finden. Die mPE -Werte wurden hier in mm -Fehler umgerechnet und sind eher mit Vorsicht zu genießen, da schon die detektierten Punkte verzerre, also verschobene, Abbildungen sind. In Abb. 5.10 sieht man die rückprojizierten Punkte grün eingezeichnet. Unter diesem Hintergrund betrachtet und bedenkt man, dass der Algorithmus nicht für verzernte Bilder ausgelegt ist, sind die Ergebnisse erstaunlich gut. Dennoch ist die deutliche Verschlechterung der Ergebnisse im Vergleich zu unverzerrten Bildern nicht zu übersehen.

5.2. Navigation

5.2.1. Bronchialbaumsegmentierung

Die in Kapitel 4.1.1 erläuterte Methode wurde in der von mir betreuten Masterarbeit von Kai Kratz [3] auf die optimale Belegung der Parameterwerte für die maximale Wachstumsrate, den maximalen

| Translation XYZ | Rotation XYZ | Fehler |
|----------------------|---------------|---------|
| (center,center,25cm) | (0°, 0°, 0°) | 1, 1 mm |
| (center,midway,25cm) | (0°, 0°, 0°) | 1, 4 mm |
| (center,border,25cm) | (0°, 0°, 0°) | 1, 5 mm |
| (midway,center,25cm) | (0°, 0°, 0°) | 1, 3 mm |
| (midway,border,25cm) | (0°, 0°, 0°) | 1, 5 mm |
| (center,center,25cm) | (10°, 0°, 0°) | 1, 2 mm |
| (center,center,25cm) | (20°, 0°, 0°) | 2, 4 mm |
| (center,center,25cm) | (30°, 0°, 0°) | 5, 3 mm |
| (center,center,25cm) | (0°, 10°, 0°) | 5, 3 mm |
| (center,center,25cm) | (0°, 20°, 0°) | 4, 3 mm |
| (center,center,25cm) | (0°, 30°, 0°) | 5, 7 mm |

Tabelle 5.6.: Fehler nach Pose Estimation und Rückprojektion auf Philips Multi Diagnost

Schwellwert und das maximale Segmentierungsvolumen untersucht. Dazu wurde der bei dem MICCAI Workshop EXACT'09 verwendete Evaluierungsdatensatz mit 40 Thorax-CT-Volumen verwendet.

Zunächst wurde analysiert, wie klein die Wachstumsrate gewählt werden muss, um ein Auslaufen des Baumes zu bemerken. Dieser Wert lag bei über 140 %. Um möglichst konservativ, also robust zu sein, wurde die maximale Wachstumsrate bei allen folgenden Tests auf 110 % gesetzt. In den nächsten Schritten wurden also lediglich die Schwellwertgrenze und das maximal erlaubte Segmentierungsvolumen variiert.

Die Ergebnisse der Tests wurden folgendermaßen visuell klassifiziert:

- *Korrekt segmentiert*: Segmentierungen ohne Leakage und mit mindestens der Trachea und den beiden ersten Generationen.
- *Übersegmentiert*: Ins benachbarte Gewebe ausgelaufene Segmentierungen.
- *Untersegmentiert*: Segmentierungen ohne oder mit unvollständiger Trachea oder erster Zweiggeneration.

Die Ergebnisse dieser Tests sind in Tabelle 5.7 aufgeführt. Bei genauerer Untersuchung der Testdaten fiel auf, dass die unsegmentierten Datensätze bei allen Versuchen stets dieselben waren. Daraus lässt sich schließen, dass bei diesen Datensätzen erheblich erschwerende Bedingungen vorzufinden sind. Bei dem in Abb. 5.11(a) gezeigten unsegmentierten Testdatensatz bestand die große Hürde darin, dass innerhalb des Lumens ein ungewöhnlich hoher HU-Wert auftauchte, der die Segmentierung an dieser Stelle abbrach. Ein hierfür geeigneter Schwellwert würde aber in den allgemeinen Fällen zu Leakage führen.

Die Variationen bei den Parametern führen, wie man auch in Tabelle 5.7 sieht, zu eher geringen Verbesserungen bezüglich der Anzahl der korrekt segmentierten Bronchialbäume. Dennoch besteht offensichtlich eine Abhängigkeit von der Wahl dieser Parameter. Eine Möglichkeit zur Lösung dieses Problems wäre, eine automatische Anpassung der Parameter zu implementieren, anstatt festgelegte Parameterwerte zu verwenden. Weiterhin muss aber auch erwähnt werden, dass gerade der bei dem Workshop genutzte Evaluierungsdatensatz eine große Variabilität der CT-Volumen aufweist und diese

| Wachstum | Volumen | Schwellwert | Korrekt | Übersegmentiert | Untersegmentiert |
|----------|---------|-------------|---------|-----------------|------------------|
| 1, 1 | 50 ml | −800 | 36/40 | 2 | 2 |
| 1, 1 | 75 ml | −800 | 36/40 | 2 | 2 |
| 1, 1 | 50 ml | −650 | 34/40 | 4 | 2 |
| 1, 1 | 75 ml | −650 | 33/40 | 5 | 2 |
| 1, 1 | 50 ml | −500 | 34/40 | 4 | 2 |
| 1, 1 | 75 ml | −500 | 33/40 | 5 | 2 |

Tabelle 5.7.: Ergebnisse der Tests mit fester Wachstumsrate und unterschiedlichem Segmentierungsvolumen und Schwellwertgrenze und die daraus resultierende Anzahl an korrekt segmentierten, übersegmentierten und untersegmentierten Datensätzen

zu den Unregelmäßigkeiten führen, die in der Tabelle ersichtlich sind. In der konkreten klinischen Situation kann es sehr sinnvoll sein, die Parameter an das jeweilige CT-Gerät bzw. die erzeugten Volumen einmalig anzupassen und dann für weitere Scans zu verwenden.

Abb. 5.11(b) zeigt einen der korrekt segmentierten Bronchialbäume als Beispiel zur Verdeutlichung.

5.2.2. Instrumentenverfolgung

Detektion

Die in Kapitel 4.1.2 beschriebene Methode zur Detektion der Spitze eines bronchoskopischen Instruments auf einer C-Bogen-Aufnahme soll in diesem Abschnitt nun evaluiert werden.

Testdaten Hierfür werden 9 verschiedene Thorax-Fluoroskopie-Bilder, aufgenommen auf unterschiedlichen C-Bögen, verwendet (s. Abb. 5.12). Die Bilder sind zwischen $508\text{ px} \times 391\text{ px}$ und $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ groß. Die Bronchoskopspitze ist auf allen Bildern sichtbar. Auf 6 der Bilder kann man zusätzlich auch eine Biopsiezange aus dem Bronchoskop ragen sehen. In 4 Fällen ist diese Zange offen, während sie in 2 Fällen noch geschlossen ist. Neben den bronchoskopischen Instrumenten sind auf allen Bildern andere Operationswerkzeuge sichtbar, z.B. Klammern, Katheter und Spiralen. Auf 3 Bildern ist das gesuchte Instrument von Patientenanatomie stark überlagert. Auf allen Bildern sieht man hauptsächlich die Spitzen der Instrumente und Teile ihrer schlauchartigen Körper, die am Bildrand enden. Auf einem der Bilder ist der Bronchoskopschlauch sogar nur unterbrochen abgebildet. Man kann also sagen, dass der verwendete Datensatz sehr vielfältig ist und einen hohen Schwierigkeitsgrad aufweist.

Ergebnisse Die in dieser Arbeit entwickelte Methode zur Instrumentendetektion besteht aus drei nacheinander auszuführenden Schritten: Kandidatenauswahl, Synthese und Bereinigung. In diesem Abschnitt wurden nur die beiden ersten Schritte tatsächlich ausgeführt. Da zu den getesteten Fluoroskopie-Aufnahmen weder eine Posenschätzung noch ein Patienten-CT zur Verfügung standen, konnte der dritte Schritt nicht ausgeführt werden.

Nach Ausführung der Kandidatenauswahl und Synthese wurden die resultierenden Pfadstrukturen visuell untersucht und dabei folgende Fragen gestellt:

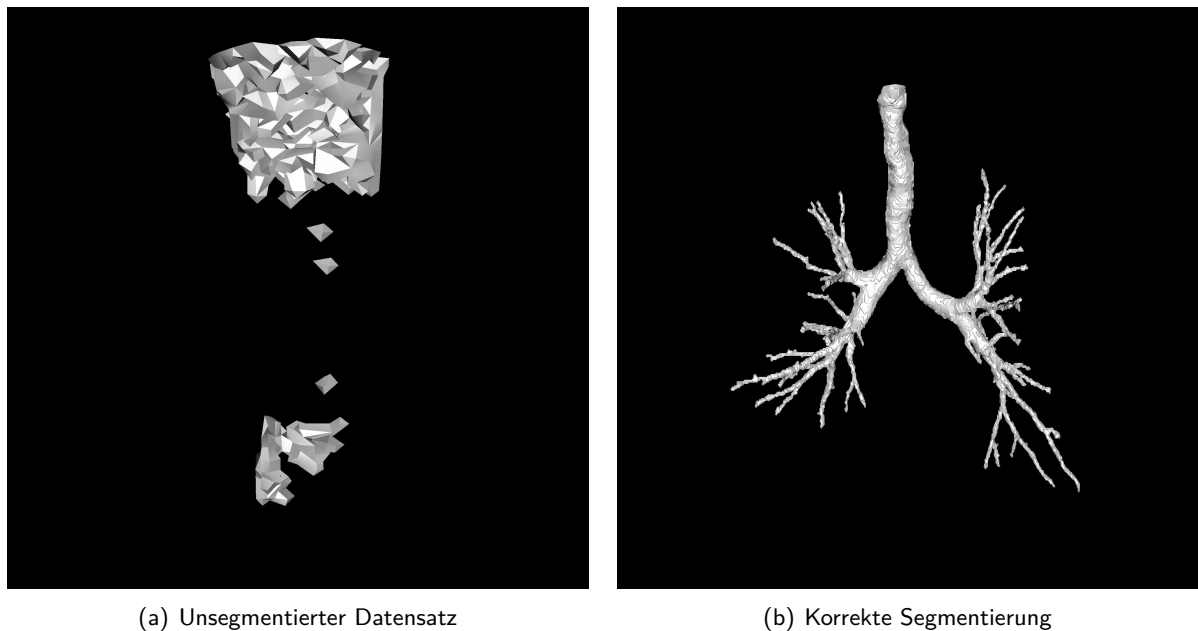


Abbildung 5.11.: Beispiel-Ergebnisse der Bronchialbaumsegmentierung. [3]

1. Wurde das bronchoskopische Instrument richtig detektiert?
2. Wurden andere Strukturen fälschlich zurückgegeben?
3. Wurde die Spitze des bronchoskopischen Instruments richtig erkannt?

Auf allen Bildern wurde das jeweilige bronchoskopische Instrument tatsächlich korrekt gefunden. Das bedeutet, dass die entwickelte Methode erfreulicherweise eine sehr hohe Sensitivität besitzt, nämlich 100%. Es ist eine hohe Sensitivität nur in Kombination mit einer hohen Genauigkeit aussagekräftig, d.h. in unserem Fall möglichst wenigen falsch detektierten Strukturen. Diese werden jedoch erst im dritten Schritt aussortiert. Vor Ausführung dieses Schritts zeigte sich folgendes Bild: In zwei Fällen wurde außer dem korrekten Instrument keine weitere Struktur zurückgegeben. In 5 Fällen wurden andere Operationswerkzeuge detektiert und in 3 Fällen auch anatomische Strukturen oder Bildartefakte an den Rändern. Um nun eine Aussage bezüglich der Genauigkeit der Methode treffen zu können, wurde visuell untersucht, wo sich der Bronchialbaum auf der Fluoroskopie wahrscheinlich befinden wird, nämlich in der Nähe der Wirbelsäule in einer baumartigen Form verästelt. Es wurde aufgrund dieser Annahme abgeschätzt, wie viele der fälschlich detektierten Strukturen durch den dritten Schritt der Bereinigung hätten ausgeschlossen werden können. Das Ergebnis dieser Untersuchung ist, dass alle falschen Strukturen nicht im Bronchialbaum, oder zumindest nicht entlang eines Bronchialastes verlaufen. Somit hätte man diese ausschließen können und erhält damit eine hohe Genauigkeit von 100%.

Die letzte Frage, nämlich, ob auch die Spitze des Instruments richtig detektiert wurde, ist eine wesentliche, denn nur diese wird für die 3D-Positionsbestimmung innerhalb des Bronchialbaumes herangezogen. Außerdem wird der Bereich um die Spitze auch auf den folgenden Bildern, im Falle einer kontinuierlichen Durchleuchtung, verfolgt werden, damit eine erneute Detektion nicht notwendig wird. Auf 3 Bildern wurde zwar das bronchoskopische Instrument richtig erkannt, aber zusätzlich zur

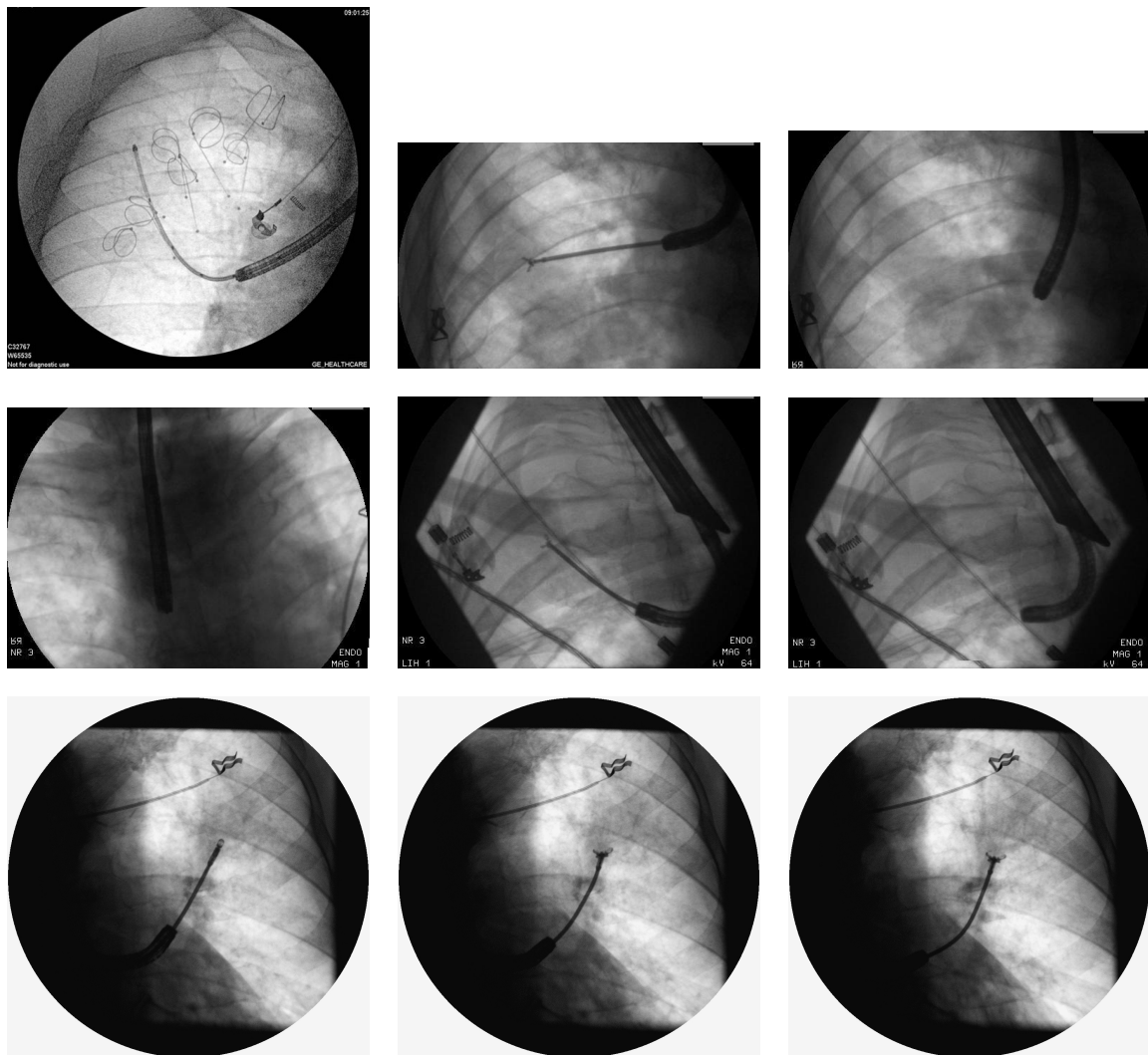


Abbildung 5.12.: Intraoperative Thorax-Fluoroskopie-Aufnahmen mit bronchoskopischen Instrument.

korrekten Spitze wurden auch andere Punkte auf dem Instrument als Spitze identifiziert. Methodisch ist das völlig korrekt, wenn auch für unseren Anwendungsfall von Nachteil. Das Problem tritt insbesondere dann auf, wenn sowohl Bronchoskop als auch Biopsiezange auf dem Bild sichtbar sind. Dann werden die Spitzen beider Instrumente erkannt. Da ein solcher Fall auch durch die Reprojizierung des Bronchialbaumes nicht ausgeschlossen werden kann, ist hier die manuelle Korrektur durch den Benutzer notwendig oder man nutzt die Kenntnis der Pfadtiefe beider Spitzenpositionen und wählt den tiefer im Bronchialbaum liegenden Punkt aus. Auch dieser Schritt konnte aufgrund fehlender Testdaten aber leider noch nicht getestet werden.

Die Ausführungszeit des Detektions-Schritts betrug im Schnitt 183 ms auf einem Intel Core i7 2.93 GHz-Rechner. Da dieser Schritt im Regelfall nur auf dem ersten Frame einer kontinuierlichen Fluoroskopie ausgeführt wird, ist diese Geschwindigkeit vollkommen ausreichend. Auf den folgenden Frames wird dann das wesentlich schnellere Tracking-Verfahren angewendet, welches im folgenden Abschnitt getestet wurde.

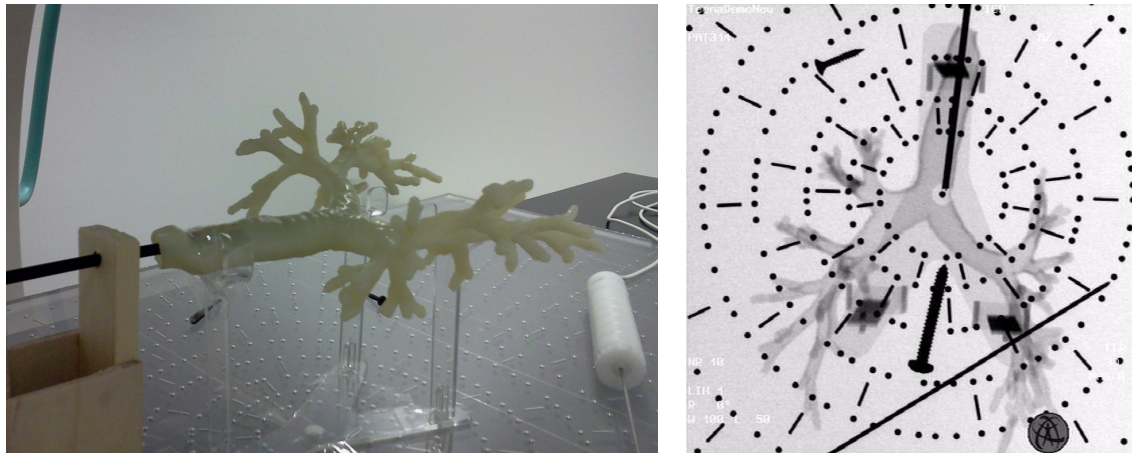


Abbildung 5.13.: *Links:* C-Bogen mit Bronchialbaummodell auf Markerplatte, Bronchoskop und weiteren metallischen Objekten im Bildbereich. *Rechts:* Erstes Frame der kontinuierlichen Fluoroskopie des Versuchsaufbaus.

Tracking

Die in Kapitel 4.1.2 vorgestellte Methode zur Verfolgung einer Bronchoskopspitze wird in diesem Abschnitt evaluiert.

Testdaten Die Tests erfolgten hier an einem Bronchialbaum-Phantom aus Polyurethan. Das Bronchialbaum-Modell wurde mitsamt eines Gestells auf der Markerplatte platziert, welche wiederum auf dem Patiententisch eines Ziehm RFD C-Bogens mit Flachbettdetektor positioniert wurde. In der Nähe des Modells wurden auch einige metallische Objekte positioniert, um nicht-bronchoskopische Operationswerkzeuge zu simulieren. Dann wurde ein Bronchoskop in die Trachea des fixierten Bronchialbaum-Modells eingeführt und wieder unter C-Bogen-Durchleuchtung herausgezogen. Die gesamte Bronchoskopbewegung wurde so in einem Fluoroskopie-Video festgehalten. Der Versuchsaufbau ist in Abb. 5.13(a) zu sehen.

Vorverarbeitung Das erste Frame des Videos (s. Abb. 5.13(b)) wurde nun verwendet, um die C-Bogen Pose aufgrund des abgebildeten Markermusters zu bestimmen. Diese Pose wurde für die Generierung einer virtuellen Bronchialbaumprojektion (s. Abb. 5.14(b)) und die Entfernung der Marker aus dem Bild (s. Abb. 5.14(a)) genutzt. Im nächsten Schritt wurde eine automatische Detektion der Bronchoskopspitze durchgeführt. Das Ergebnis ist in Abb. 5.14(c) (*grün*) zu sehen.

Nach Starten des Videos wurden die Marker auf jedem folgenden Frame entfernt. Hierzu wurde aber nicht erneut durch die Inpainting-Methode interpoliert, sondern einfach das Inpainting-Ergebnis des ersten Frames übernommen. Dies ist möglich, da die Position der Marker sich nicht und ihre Umgebung sich nur sehr wenig verändert haben. Auf diese Weise kann die Ausführungszeit erheblich reduziert werden.

Ergebnisse Nach der Vorverarbeitung wurde ausgehend von der initialen Detektion die Bronchoskopspitze nach der beschriebenen Methode weiterverfolgt. Dabei wurde in jedem Frame die aktuelle

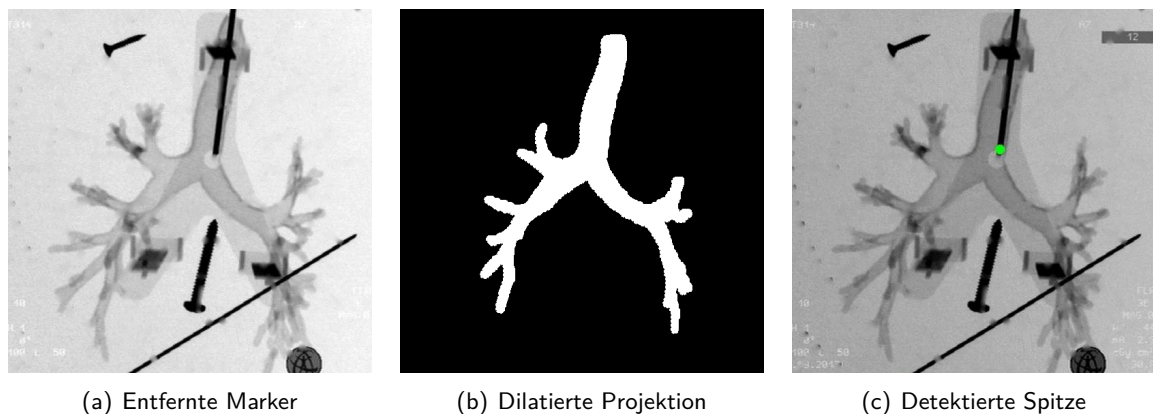


Abbildung 5.14.: Vorverarbeitungsschritte des ersten Frames der kontinuierlichen Fluoroskopie.

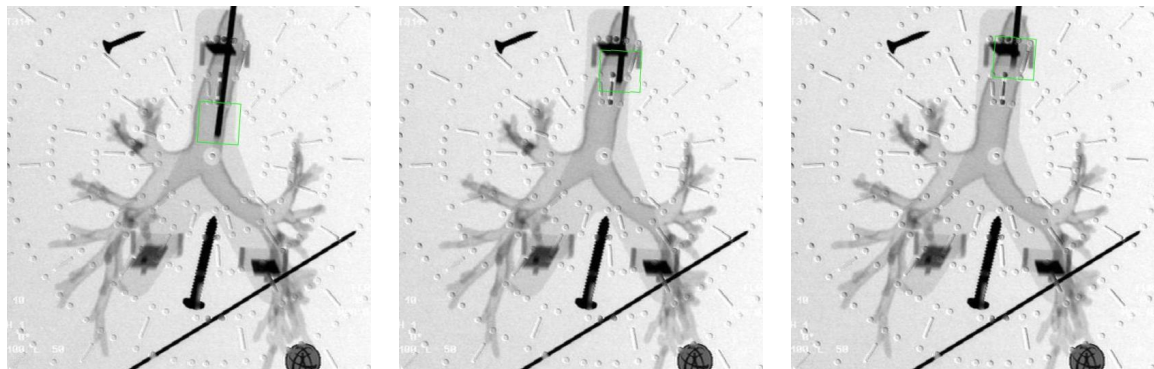


Abbildung 5.15.: Tracking der Bronchoskopspitze (grün) auf kontinuierlicher Fluoroskopie.

Position durch ein grünes Rechteck um die Spitze herum gekennzeichnet (s. Abb. 5.15). So konnte visuell beurteilt werden, auf welchen Frames das Tracking erfolgreich war.

Die visuelle Inspektion ergab, dass die Bronchoskopspitze kontinuierlich korrekt verfolgt werden konnte. Auch an schwierigen Stellen, an denen Überlagerungen durch das Bronchialbaum-Gestell auftraten, hat das Tracking erfolgreich funktioniert. Die Ausführungszeit des Tracking-Schritts für die einzelnen Frames betrug im Schnitt $29,5\text{ ms}$ auf einem Intel Core i7 2.93 GHz-Rechner. Damit ist mit einer möglichen Framerate von über 30 fps Echtzeit-Verarbeitung gewährleistet.

Die Ergebnisse des Experiments am Bronchialbaummodell zeigen, dass die Methode prinzipiell sowohl robust und genau als auch echtzeitfähig ist. Die Methode konnte auch eine Vielzahl falscher Instrumente, die ebenfalls auf dem Bild sichtbar waren, automatisch ausschließen. Das Tracking der Spitze funktionierte schnell und präzise. Die nur oberflächlich entfernten Marker auf der Fluoroskopie haben das Tracking-Ergebnis nicht merklich negativ beeinflusst.

5.2.3. Intensitätsbasierte 2D/3D-Registrierung

In diesem Kapitel werden die Tests und Analysen beschrieben, die bezüglich der intensitätsbasierten 2D/3D-Registrierung von Thorax-CT-Daten zu Thorax-Fluoroskopie-Aufnahmen durchgeführt wurden.

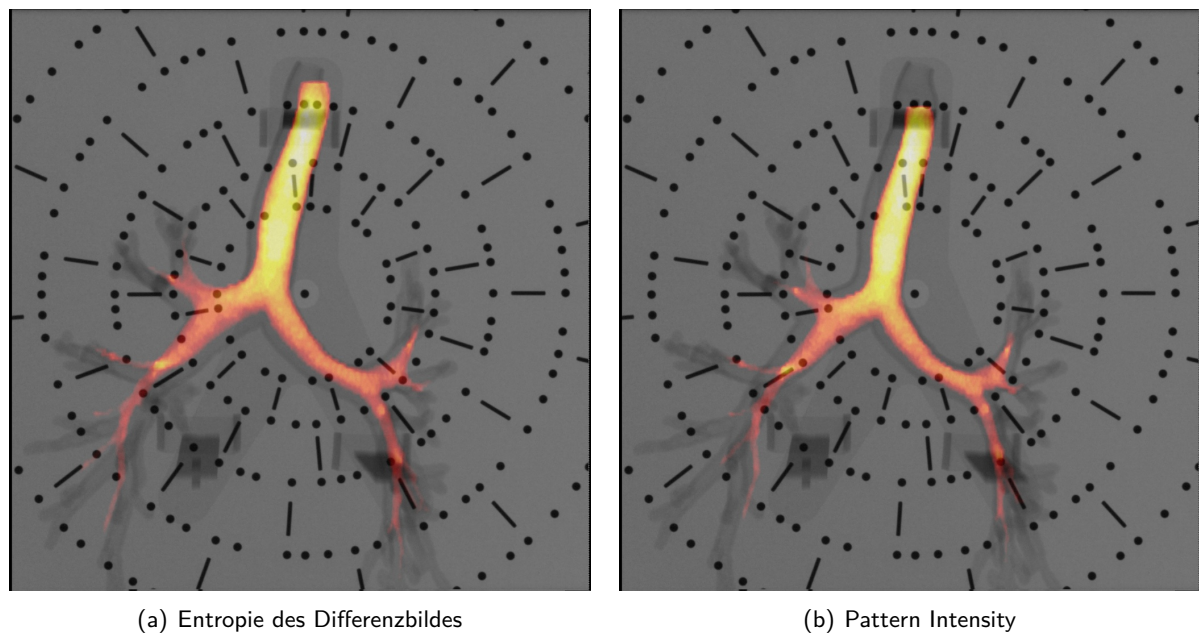


Abbildung 5.16.: Beispiel-Ergebnisse einer 2D/3D-Registrierung mit zwei unterschiedlichen Metriken: Aufgrund der Ergebnis-Transformation rückprojizierte Bronchialbaumsegmentierung (feuerfarben) über Eingabe-Fluoroskopiebild (grau).

Es wird nun der gesamte Registrierungsprozess evaluiert und die beiden Metriken, Entropie des Differenzbildes (ED) und Pattern Intensity (PI), miteinander verglichen. Als Optimierungsverfahren dient das in Kapitel 4.2.4 erwähnte Powell-Brent-Verfahren. Es wurden zwei verschiedene Schwellwerte (0,1 und 0,001) für die Wertetoleranz, die als Abbruchkriterium dient, gewählt. Die DRR-Generierung diente in diesem Fall als Interpolationsverfahren und gesucht wurde eine euklidische Transformation in 6 Freiheitsgraden.

Getestet wurden auch hier C-Bogen-Aufnahmen des in Abschnitt 5.1.3 beschriebenen Bronchialbaum-Modells. Diesmal wurden 7 Aufnahmen aus geringfügig unterschiedlichen Verschiebungen in x -Richtung ($[-3,5 \text{ cm}; 1,0 \text{ cm}]$) und verschiedenen Tischhöhen ($[-45 \text{ cm}; -42 \text{ cm}]$) gemacht. Auf Rotationen wurde hier verzichtet, da diese durch die 2D/3D-Registrierung fast nicht reproduzierbar sind.

Wie schon erwähnt, wurden zwei verschiedene Metriken verwendet. In beiden Fällen wurde für jedes Bild dieselbe manuelle Vorpositionierung als Initialisierung gesetzt. Nun wurde die Registrierung für jedes Bild einmal mit ED und einmal mit PI durchgeführt. Es wurde gemessen, wie lange die Optimierung in beiden Fällen gebraucht hat bis eine geeignete Transformation gefunden wurde. Aufgrund der resultierenden Transformation wurde dann ein DRR der Bronchialbaummodell-Segmentierung generiert. Dieses DRR wurde dann über das Eingabe-Bild überlagert und „anonymisiert“ abgespeichert (s. Abb. 5.16(a) und 5.16(b)). Nachdem dies nun für alle Bilder durchgeführt wurde, wurden die Ergebnisse in einer Art Blindstudie verglichen. Das bedeutet, dass der Beurteilende nicht wusste, ob das Ergebnisbild aus der ED-Registrierung oder der PI-Registrierung stammt. Beurteilt wurde rein visuell, ob der reprojizierte Bronchialbaum möglichst genau über dem Eingabebild-Bronchialbaum liegt. Es wurde dann entschieden, welches Ergebnis besser als das andere ist. Zum Schluss wurde nun gezählt, wie viele der „Gewinner“ aus einer ED-Registrierung und wie viele aus einer PI-Registrierung

stammen.

Das Ganze wurde für zwei verschiedene Wertetoleranzen durchgeführt. Die beiden zugehörigen „Gewinner“ zu jedem Bild wurden dann wiederum gegenübergestellt, um so zu entscheiden, ob die Wahl eines niedrigeren Schwellwertes sich lohnt.

Ergebnisse

Für eine Wertetoleranz von 0,1 wurden 4 ED-Ergebnisse und 3 PI-Ergebnisse als die besten bewertet. Das bedeutet, dass sich hier beide Metriken die Waage halten und ähnlich gut sind. Die Ausführungszeiten lagen im Durchschnitt bei 32,6 *Sek.* für ED und 37,9 *Sek.* für PI.

Wurde die Wertetoleranz nun auf 0,001 gesetzt, erhielt man 5 ED-Gewinner und 2 PI-Gewinner. Auch hier ist das Ergebnis nicht eindeutig genug, um einer der Metriken den Vorzug zu geben. Dennoch besteht eine leichte Tendenz zur ED. Die Ausführungszeiten lagen bei 85,5 *Sek.* für ED und 91,8 *Sek.* für PI.

Der Vergleich der beiden Wertetoleranzen ergab ein ähnliches Bild: es konnte nicht festgestellt werden, dass die niedrigere Toleranzgrenze, die eine höhere Ausführungszeit bedeutete, auch ein besseres Ergebnis lieferte.

Aufgrund dieser Ergebnisse habe ich beschlossen, für die 2D/3D-Registrierung die ED-Metrik zu verwenden und die Powell-Brent-Optimierung mit einer Wertetoleranz von 0,001.

5.2.4. Pfadfindung

Der in Kapitel 4.3 beschriebene Algorithmus wird nun zunächst an simulierten Testdaten untersucht. Dazu wurde ein repräsentatives Thorax-CT-Volumen segmentiert und das Ergebnis skeletonisiert. 1500 Voxel innerhalb der Bronchialbaumsegmentierung wurden zufällig ausgewählt. Jeder einzelne dieser Voxel wird dann dem Skeleton-Voxel mit dem geringsten Abstand zugewiesen. Dabei wird darauf geachtet, dass jedes Voxel auf der Strecke zwischen dem zugewiesenen Skeleton-Voxel und dem Segmentierungsvoxel innerhalb der Bronchialbaumsegmentierung liegt. Im nächsten Schritt wurden die 1500 Bronchialbaumvoxel aus 9 verschiedenen Orientierungen mit Rotationswinkeln bis zu 30° projiziert. Die resultierenden Pixel wurden nun als Eingabe für den Pfadfindungsalgorithmus verwendet.

Ergebnisse

Der Pfadfindungsalgorithmus liefert einen oder mehrere mögliche Ergebnispfade zurück. Die Annahme ist, dass die Bronchoskopspitze in einem dieser Pfade liegt. Ein Testfall wurde als erfolgreich bewertet, falls der jeweilige Test-Voxel der Bronchialbaumsegmentierung tatsächlich in einem der Ergebnispfade liegt. Dies war bei 97,8 % der Test-Voxel der Fall.

Die Distanz zwischen dem jeweiligen Repräsentanten (s. Abschnitt 3c in Kapitel 4.3) des richtigen Ergebnispfades und dem Test-Voxel betrug im Durchschnitt 3 *mm*. Dies erscheint vielleicht viel, ist aber realistisch und kaum zu unterschreiten, da Segmentierungsvoxel auch an der Bronchialbaumwand liegen können, während die Skeleton-Voxel stets im Zentrum liegen. Das bedeutet, je größer der Durchmesser des Bronchialbaumgefäßes ist, desto größer die Wahrscheinlichkeit, eine hohe Distanz zwischen zurückgeliefertem Ergebnisvoxel und dem Ursprungsvoxel zu erhalten.

Es wurden im Durchschnitt 5,7 unterschiedliche Pfade zurückgeliefert. Auch dies mag zunächst als viel anmuten. Es hat sich aber herausgestellt, dass in 84,3 % der Fälle der erste Repräsentant in der nach Distanz sortierten Liste auch derjenige im richtigen Pfad gewesen ist. Das bedeutet, dass der Arzt sich in den meisten Fällen auf die Empfehlung des Systems verlassen kann.

Die Ausführungszeit des Pfadfindungsalgorithmus für einen Testpixel betrug unter einer 1 *Sek.*, ist also tauglich für den intraoperativen klinischen Gebrauch.

6. Applikation

In diesem Kapitel sollen die einzelnen Komponenten des Bronchoskopie-Navigationssystems softwaretechnisch vorgestellt werden. Dazu werden die einzelnen Werkzeuge und Funktionen, die den Arzt bei der Bronchoskopie unterstützen sollen, erläutert. Zunächst wird unterschieden zwischen den präoperativ zur Anwendung kommenden Applikationen und den intraoperativen Navigationsstützen.

6.1. Präoperativ

Vor der eigentlichen Bronchoskopie liegt dem Arzt stets mindestens ein CT-Datensatz des Thorax des Patienten vor. Dieser wird im Normalfall eingehend nach auffälligen Strukturen in der Lunge untersucht. Wird eine verdächtige Stelle entdeckt, plant der Operateur meist im Kopf den Weg von der Trachea zu der gefundenen Stelle und führt die Operation dann aus dem Gedächtnis heraus aus.

Das in dieser Arbeit vorgestellte Navigationssystem möchte dem Arzt unter Anderem diesen Arbeitsschritt erleichtern. Dazu wird zunächst eine Segmentierung des Bronchialbaumes benötigt. Da eine manuelle Segmentierung äußerst zeitaufwändig und deshalb kaum lohnenswert ist, wird eine automatische Segmentierung angeboten. Im zweiten Schritt muss die unter Verdacht stehende Struktur im CT-Datensatz entweder markiert oder segmentiert werden. Hierfür wird eine automatische Detektion von Läsionen angeboten. Mit Hilfe dieser beiden Informationen kann dann ein Pfad vom Startpunkt des Bronchoskops zur verdächtigen Stelle berechnet und angezeigt werden. Eine besonders einprägsame Visualisierung dieses Pfades wird durch die Implementierung eines sogenannten „Fly-through“ bereitgestellt, bei dem der Weg des Bronchoskops intraluminal angezeigt wird. Auf diese Weise ist eine Art Training am individualisierten Patientendatensatz möglich, welches die Sicherheit des Arztes während des eigentlichen Eingriffs erhöht [37].

Im Folgenden sollen die beiden Segmentierungswerkzeuge und das Fly-through kurz anwendungsorientiert vorgestellt werden. Die angegebenen Ausführungszeiten beziehen sich auf einen Intel Core i7 2,93 GHz-Rechner und einen beispielhaften CT-Datensatz der Größe $512 \text{ px} \times 512 \text{ px} \times 261 \text{ px}$ mit einem Rasterpunkt Abstand von $0,68 \text{ mm} \times 0,68 \text{ mm} \times 1,25 \text{ mm}$.

6.1.1. Segmentierungswerkzeuge

Ein endoskopisches Navigationssystem soll bei der Orientierung und Positionierung des Instruments helfen, indem wichtige Strukturen und Merkmale intraoperativ sichtbar gemacht und hervorgehoben werden. Um solch eine geeignete Visualisierung der interessanten anatomischen Strukturen zu liefern und damit die Navigation während des Eingriffs zu unterstützen, ist es stets notwendig, diese Strukturen in einem Vorverarbeitungsschritt zu segmentieren. Das bedeutet, dass inhaltlich zusammenhängende Bereiche, also z.B. Organe, markiert bzw. zusammengefasst werden müssen. Meist wird hierfür eine manuelle Segmentierung des Arztes benötigt. Das bedeutet, er muss vor der eigentlichen Operation viel Zeitaufwand und Fingerfertigkeit aufwenden, um den Volumendatensatz, in unserem Fall das CT-Volumen, schichtweise zu untersuchen und die gesuchten Bereiche mit dem Mauszeiger innerhalb jeder Schicht zu markieren. Um dem Arzt diese anstrengende und langwierige Arbeit

abzunehmen, werden in dem hier vorgestellten Navigationssystem automatische Segmentierungsalgorithmen verwendet. Im Folgenden sollen die beiden Werkzeuge zur automatischen Segmentierung von Bronchialbaum und Lungenläsionen vorgestellt werden [8].

In beiden Fällen ist der erste Schritt, der ausgeführt werden muss, das Laden des CT-Datensatzes des Bronchoskopie-Patienten. Auf Grundlage dieses Datensatzes erfolgen dann die beiden automatischen Segmentierungen. Das bedeutet, dass die Qualität des Segmentierungsergebnisses aber auch die Ausführungsdauer des Prozesses wesentlich von der Auflösung und Größe des geladenen Datensatzes abhängen. Es kann also sinnvoll sein, den Datensatz vorher geeignet zuzuschneiden, d.h., lediglich den Thoraxbereich zu untersuchen, bzw. das ganze Volumen einem Downsampling (engl.: Heruntertaktung) zu unterziehen, je nach dem, ob hohe Geschwindigkeit oder hohe Genauigkeit gewünscht ist.

Bronchialbaum

Die automatische Bronchialbaumsegmentierung besteht aus mehreren Schritten, wie in Abschnitt 4.1.1 bereits erläutert wurde. Daran schließt sich sogleich die Skeletonisierung des segmentierten Baumes an, welche in Abschnitt 4.3 kurz erwähnt wurde. Damit müssen folgende Ausführungsschritte vom Benutzer angestoßen werden:

1. *Trachea-Detektion*: Der erste Schritt ist die automatische Detektion von mehreren Saatpunkten innerhalb der Trachea. Damit diese Detektion funktioniert, muss das CT-Volumen in solcher Weise zugeschnitten sein, dass die Trachea schon innerhalb der ersten Schicht der Transversalebene sichtbar ist. Dann kann die automatische Detektion einfach durch Betätigen eines Ausführungsknopfes durch den Benutzer erfolgen (s. Abb. 6.1). Die Detektion dauerte 9,1 *Sek.* auf dem Beispieldatensatz.
2. *Bronchialbaumsegmentierung*: Auf eine erfolgreiche Trachea-Detektion kann sogleich die Bronchialbaumsegmentierung erfolgen. Die im vorherigen Schritt erzeugten Saatpunkte werden automatisch dem Ausgangsdatsatz zugeordnet und gespeichert. Somit entfällt eine Zuordnung oder Ähnliches vonseiten des Arztes. Durch Auswahl eines einzigen Knopfes kann die automatische Segmentierung angestoßen werden (s. Abb. 6.1). Diese dauerte 0,6 *Sek.* auf dem Beispieldatensatz.
3. *Closing*: Da die Segmentierung teilweise löchrig sein kann, ist es in manchen Fällen sinnvoll, ein Closing auf dem segmentierten Datensatz durchzuführen. Dazu muss der Benutzer wieder lediglich einen Knopf betätigen (s. Abb. 6.1). Die Ausführungszeit ist in diesem Fall mit etwa 46,6 *Sek.* für den Beispiel-Datensatz etwas länger als die vorangegangenen Schritte. Es ist aber zu bemerken, dass dieser Schritt nur in seltenen Fällen notwendig sein wird.
4. *Skeletonisierung*: Nach erfolgreicher Bronchialbaumsegmentierung muss der segmentierte Bereich zu einem Centerline-Graphen (engl.: Mittellinie) verdünnt werden. Das bedeutet, dass der Bronchialbaum skeletonisiert wird, so dass jeder Ast nur noch ein Voxel breit ist. Auch diesen Schritt kann der Benutzer mit nur einem Klick anstoßen (s. Abb. 6.2). Die Skeletonisierung dauerte 109,8 *Sek.* auf dem Beispieldatensatz.

Nach Ausführung dieser Schritte erhält der Arzt eine anschauliche Visualisierung des Bronchialbaumes seines Patienten, die er geeignet drehen und vergrößern kann (s. Beispiel in Abb. 4.1(b)).

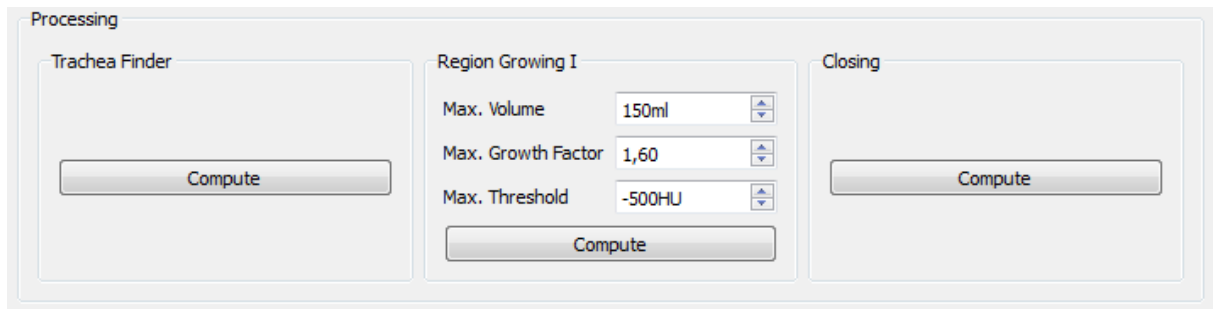


Abbildung 6.1.: Graphische Benutzeroberfläche für die Bronchialbaum-Segmentierung.

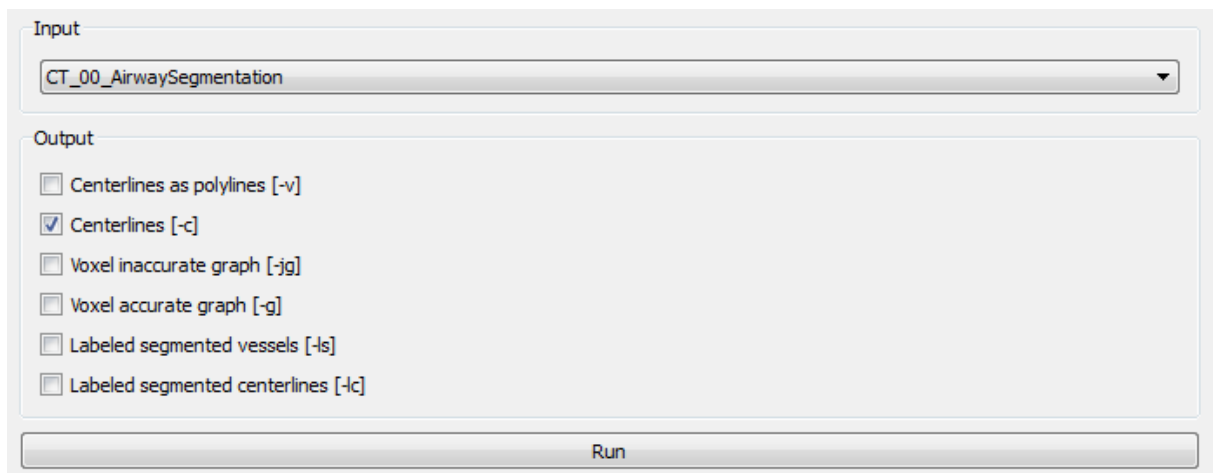


Abbildung 6.2.: Graphische Benutzeroberfläche für die Bronchialbaum-Skeletonisierung.

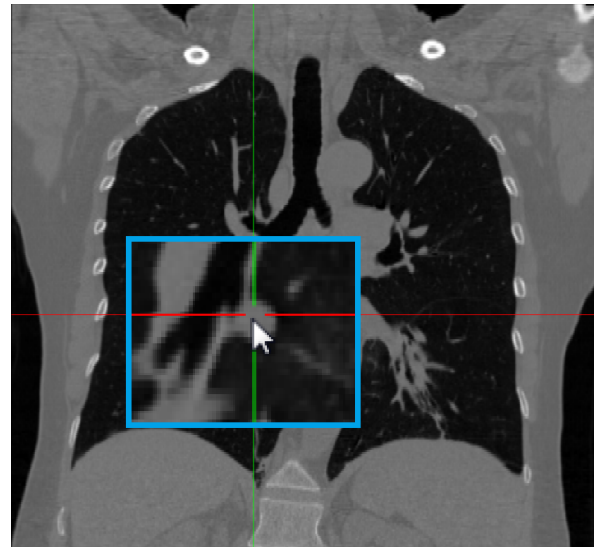
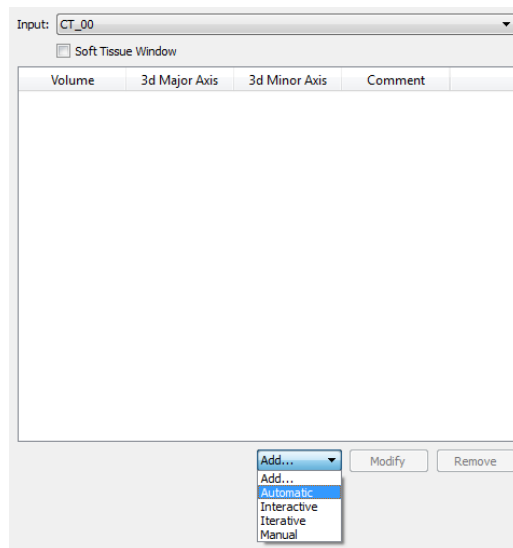
Somit erhält er bereits einen dreidimensionalen Eindruck der Situation. Vor allem wird das Segmentierungsergebnis bzw. die Skeletonisierung für die intraoperative Navigation, insbesondere der Bronchoskop-Positionsbestimmung, benötigt. Ohne diesen Schritt wäre somit auch die Navigation nicht möglich.

Läsionen

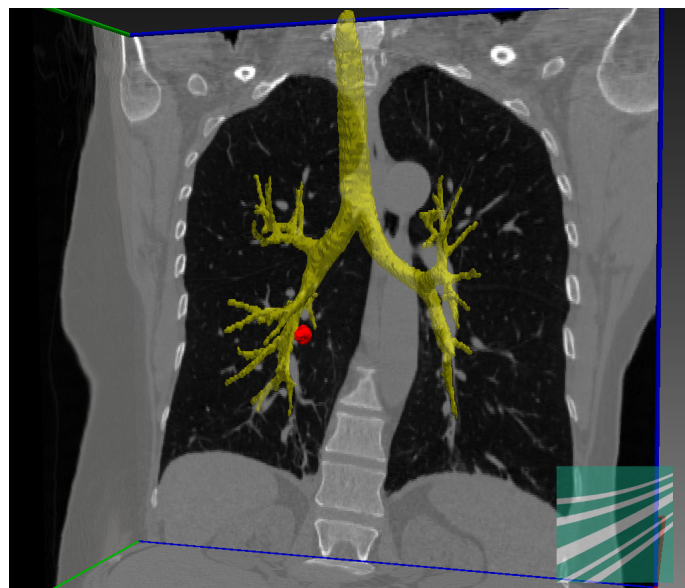
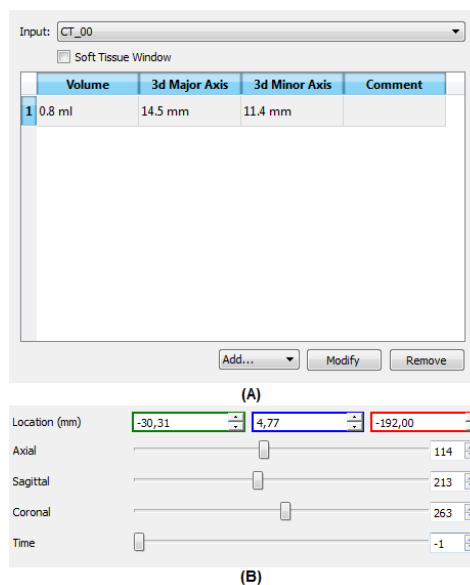
Die Segmentierung der Lungenläsion im CT-Datensatz des Patienten ist im Vergleich zur Bronchialbaumsegmentierung eher optional, da sie für die intraoperative Navigation nicht unbedingt benötigt wird. Die Tumorsegmentierung dient vor allem dem präoperativen Fly-through, also zur virtuellen Simulation des Bronchoskoppfades von der Trachea zur verdächtigen Stelle (Tumor). Somit erhält der Arzt Unterstützung bei der Planung des Eingriffs und kann eine Art Training absolvieren. Während des Eingriffs selbst kann der virtuelle Pfad zum Tumor selbstverständlich zusätzlich zur aktuellen Position der Bronchoskopspitze angezeigt werden, dies ist aber für die Positionsbestimmung und Orientierung innerhalb des Bronchialbaumes nicht ausschlaggebend.

Auch die Tumorsegmentierung kann fast vollautomatisch ausgeführt werden. Es ist hier zu beachten, dass die Genauigkeit der Segmentierung von sehr geringer Bedeutung ist, da lediglich die Position des Tumors in Relation zum Bronchialbaum bzw. seiner Skeletonisierung wichtig ist. Im Wesentlichen bestimmt nur seine Position den Pfad zu ihm und nicht die segmentierte Größe oder

6. Applikation



(a) Graphische Benutzeroberfläche für die Tumor- (b) Auswahl eines Tumor-Punktes im CT mit Mauszeiger.



(c) (A) Volumen und Durchmesser der Tumors. (d) Tumor in Kombination mit Bronchialbaumsegmentierung.
(B) Position des Tumors.

Abbildung 6.3.: Werkzeug zur automatischen Tumor-Segmentierung.

Form. Somit wurde ein recht generischer Ansatz zur Segmentierung gewählt, der zudem sehr schnelle Ausführungszeiten aufweist und robust ist.

Der Benutzer muss in einem ersten Schritt den Modus der Segmentierung auswählen. Für unser System hat sich der Modus „Automatic“ bewährt (s. Abb. 6.3). Danach muss im CT-Datensatz visuell und manuell nach der verdächtigen Stelle gesucht werden. Dies sollte kein größeres Problem sein, da eine Bronchoskopie im Normalfall nur dann durchgeführt wird, wenn bereits der Verdacht

auf Krebs aufgrund der akquirierten Bilddaten besteht. Das heißt, die verdächtige Stelle und ihre Lokalisation sollte dem Arzt bereits bekannt sein. Sobald die Stelle im CT gefunden wurde, muss ein Mauszeiger-Klick möglichst mittig innerhalb der Tumorregion positioniert werden (s. Abb. 6.3). Dadurch wird dann die automatische Segmentierung angestoßen und der Tumor inklusive seiner Messdaten, wie Volumen, Durchmesser und Position, abgespeichert (s. Abb. 6.3(c)). Für einen Tumor benötigte die Methode 5 *Sek.*. Gegebenenfalls können weitere Tumore auf die gleiche Art und Weise segmentiert und gespeichert werden. Das Ergebnis wird dem Benutzer als dreidimensionale Visualisierung innerhalb des CT-Datensatzes angezeigt. In Kombination mit der bereits vorhandenen Bronchialbaumsegmentierung kann er somit jetzt schon einen ersten Eindruck davon erhalten, zu welchem Bronchialast der Tumor am nächsten liegt und wo die Biopsienadel am günstigsten durchgestoßen wird (s. Abb. 6.3(d)).

6.1.2. Fly-through

Falls Bronchialbaumsegmentierung, -skeletonisierung und Tumorsegmentierung erfolgreich durchgeführt wurden, kann ein virtueller Simulationspfad von Trachea zu Tumor innerhalb des Bronchialbaums erstellt werden. An diesem kann dann intraluminal mit einer virtuellen Kamera entlanggefahren werden (Fly-through) [9]. Somit erhält der Arzt eine Idee davon, wie er sich innerhalb des Bronchialbaumes mit seinem Bronchoskop bewegen muss, welche Abzweigungen in welche Richtung genommen werden müssen und was er auf seinem Weg zum Ziel mit der Bronchoskopkamera sehen wird. Er kann den Pfad planen und lernen. Dies soll ihm letztlich bei dem eigentlichen Eingriff bei der Orientierung helfen. Besonders für unerfahrene Bronchoskopisten kann eine solche Simulation bzw. Training von großem Nutzen sein.

Bevor die Fly-through-Simulation gestartet werden kann, muss erst der Pfad berechnet werden. Dazu muss der Benutzer zunächst zwischen den bereits segmentierten Bronchialbäumen, den Skeletonisierungen und Lungentumoren auswählen (s. Abb. 6.4). Dann wird durch einen ersten Auswahlknopf zunächst eine Distanzkarte der Skeletonisierung erstellt. Dadurch kann dann zu jedem Voxel der Bronchialbaumsegmentierung die kleinste Distanz zur Skeletonisierung leicht festgestellt werden und entlang der Karte auch der nächstgelegene Skeletonvoxel gefunden werden. Gleichzeitig wird auch eine Distanzkarte der Bronchialbaumsegmentierung erstellt. Somit kann für jede Tumorsegmentierung festgestellt werden, welcher Voxel dem Bronchialbaum am nächsten liegt. Ist dieser Voxel bekannt, kann ohne große Mühe der zugehörige Skeletonvoxel gefunden werden. Bei bekanntem Skeletonvoxel ist die Pfadberechnung zur Trachea, also zum Eingang des Atemwege, einfach nach der in Abschnitt 4 beschriebenen Methode zu finden. Die Erstellung der Distanzkarten ist relativ zeitaufwändig und dauert in Kombination mit der Erstellung einer dreidimensionalen, farbig gekennzeichneten Visualisierung von Bronchialbaum und Tumor (s. Abb. 6.4) etwa 34,4 *Sek.* auf dem Beispieldatensatz. Der zweite Schritt, die Pfadberechnung für einen Tumor dauert nur etwa 0,6 *Sek.* Dies hat den Vorteil, dass bei Vorhandensein von mehreren Tumoren, der erste, länger dauernde Schritt nur einmal ausgeführt werden muss, während der zweite kürzere Schritt auch mehrmals für unterschiedliche Tumore ausgeführt werden kann. Der berechnete Pfad wird dann dementsprechend innerhalb der dreidimensionalen Visualisierung angezeigt (s. Abb. 6.4).

Nach diesen beiden Vorverarbeitungsschritten kann die eigentliche Fly-through-Simulation gestartet werden. Hierfür stehen dem Benutzer drei Knöpfe zur Verfügung:

1. *Start*: Mit diesem Knopf wird der virtuelle Flug entlang des vorher berechneten Pfades gestartet bzw. fortgesetzt von der Stelle, an der zuletzt angehalten wurde. Die Kamera bewegt sich dabei

6. Applikation

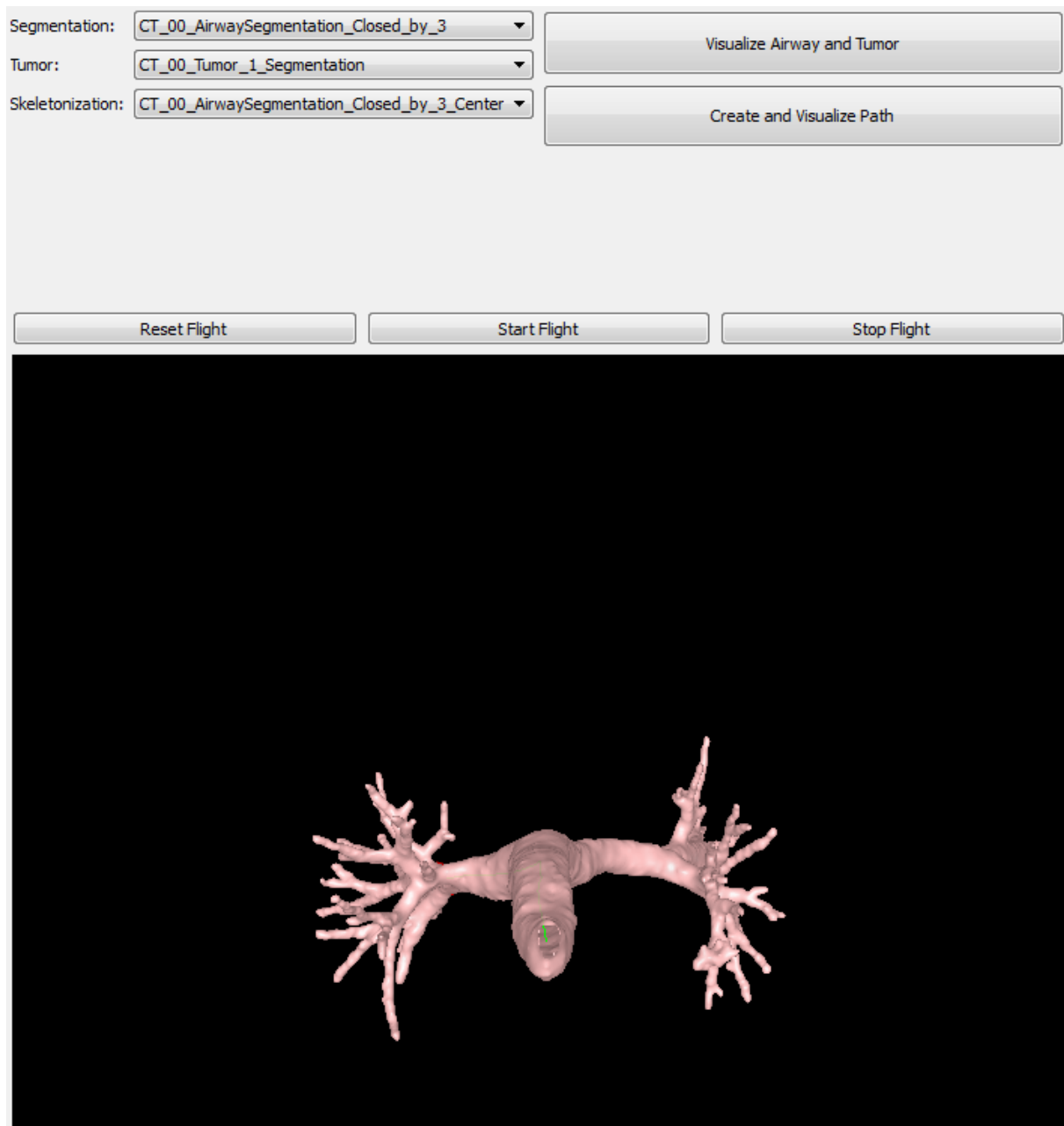


Abbildung 6.4.: Graphische Benutzeroberfläche für das Fly-through.

stets im Inneren der Atemwege und der Benutzer erhält eine der Bronchoskopkamera ähnliche Sicht. Indem der Pfad zum Ziel in Form einer durchgezogenen Linie dargestellt wird, ist auch an Bi- bzw. Trifurkationen immer deutlich, welche Abzweigung genommen werden muss (s. Abb. 6.5(a)).

2. *Stop*: Durch Betätigen dieses Knopfes kann das Fly-through unterbrochen werden, z.B. um sich eine Verzweigungsstelle genauer anzusehen oder Ähnliches. Indem „Start“ gedrückt wird, lässt sich die Simulation von dieser Stelle aus wieder fortsetzen.

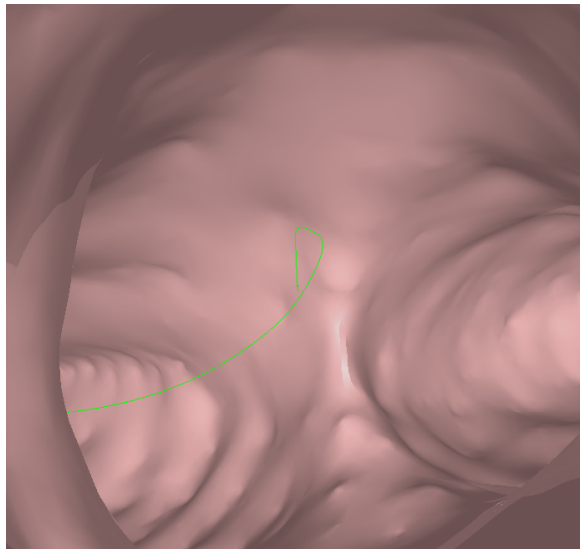
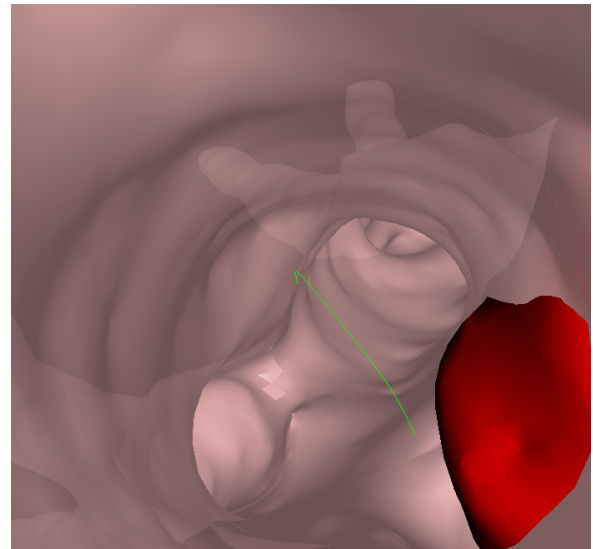
(a) Anzeige des Pfades (*grün*) an einer Bifurkation.(b) Anzeige des Pfades (*grün*) am Ziel-Tumor (*rot*).

Abbildung 6.5.: Ausschnitte aus Fly-through-Simulationsflug.

3. *Reset*: Mit diesem Knopf wird die Simulation wieder an den Anfangspunkt, d.h. die Trachea, zurückgesetzt. Durch Drücken von „Start“ kann dann der Simulationsflug wiederaufgenommen werden.

Das Ziel des Pfades ist erreicht, sobald die Simulation automatisch stoppt und der farblich markierte und durch die Bronchialwand durchscheinende Tumor sichtbar ist (s. Abb. 6.5(b)). An dieser Stelle würde der Arzt während des tatsächlichen Eingriffs die Biopsienadel durch die Bronchialwand in den Tumor einführen und Gewebe entnehmen.

6.2. Intraoperativ

Das in dieser Arbeit entwickelte Navigationssystem kommt hauptsächlich intraoperativ zum Einsatz. Die wichtigste Komponente dafür ist das proprietäre Kalibrierungsmuster, das zur intraoperativen Bestimmung der C-Bogen Pose verwendet wird. Das Ergebnis wird dann für die eigentliche Navigationskomponente, nämlich die Pfadbestimmung innerhalb des Bronchialbaumes, verwendet. Damit dies aber präzise funktionieren kann, ist wiederum eine möglichst genaue initiale Registrierung zwischen Patient und CT-Datensatz notwendig. Während die C-Bogen Posenbestimmung und die Pfadberechnung automatisch erfolgen, benötigt die initiale Registrierung teilweise manuelle Vorarbeit durch den Benutzer. Die eigentliche Registrierung wird aber auch hier automatisch ausgeführt.

Im Folgenden sollen die Software-Komponenten der intraoperativen Navigation aus Anwendersicht beschrieben werden. Zuvor wird noch kurz erläutert, wie die Kalibrierplatte in der klinischen Anwendung benutzt wird und die Fluoroskopie-Aufnahmen aufgenommen werden. Außerdem wird erklärt, wie die Bilder vom C-Bogen zur Navigationssoftware übertragen werden können. Damit ist auch der Hardware-Teil des Systems beschrieben.

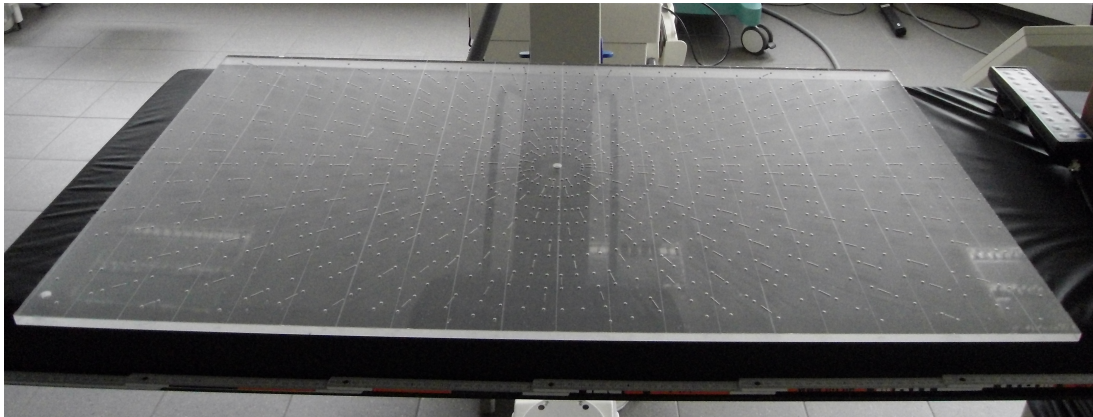


Abbildung 6.6.: Foto der Markerplatte auf Patiententisch.

6.2.1. Navigations-Hardware

Bevor das Navigationssystem verwendet werden kann, müssen einige kleinere Anpassungen im Operationssaal vorgenommen werden. Zum einen muss die Kalibrierungsplatte am Patiententisch befestigt werden und zum anderen muss eine Möglichkeit zur Übertragung der Bilddaten an das Navigationssystem geschaffen werden. Im Folgenden werden diese beiden Punkte kurz behandelt.

Kalibrierplatte

Um die C-Bogen Pose während der Bronchoskopie zu bestimmen, wird in dem vorgestellten Navigationssystem auf eine eigens entwickelte Kalibrierplatte zurückgegriffen. Diese planare Platte ist $100\text{ cm} \times 51\text{ cm} \times 1\text{ cm}$ groß und besteht aus Acrylglas, in das an definierten Stellen Stahlkugeln und -stäbchen eingelassen wurden. Sie passt somit auf den Operationstisch und deckt einen Großteil des Patientenkörpers ab. Für die Bronchoskopie ist aber nur der Thoraxbereich und im Allgemeinen sogar nur einer der Lungenflügel relevant. Innerhalb dieses Bereiches bewegt sich das Operationsinstrument und werden die Fluoroskopieaufnahmen gemacht. Die Metallmarker sind auf einer solchen Aufnahme gut zu erkennen und segmentieren. Bei Überlagerung durch Patientenanatomie wird dies zwar erschwert, aber im Allgemeinen können genügend Marker detektiert werden, um eine Posenbestimmung zu ermöglichen. Da die Marker auf der Fluoroskopie wiederum den Arzt stören können, bietet das System die Möglichkeit, die Marker aus dem Bild so zu entfernen, dass lediglich die Patientenanatomie sichtbar ist. Dabei geht zwar die Bildinformation, die unterhalb der Marker lag verloren, aber da es sich nicht um diagnostische Aufnahmen handelt, kann man diesen Nachteil getrost in Kauf nehmen. Abb. 6.6 zeigt ein Foto der Kalibrierplatte. Sie ist stabil genug, dass sie sich auch unterhalb eines Patienten nicht verbiegt. Es wäre vorstellbar, die Platte entweder direkt in einen Operationstisch einzubauen oder unterhalb des Tisches zu befestigen. Die einfachste Möglichkeit ist aber, die Platte auf den Operationstisch zu legen, am besten unterhalb der Tischpolsterung, d.h. ohne direkten Kontakt zum Patienten.

Abb. 6.7 zeigt, auf welche Weise die Platte in Bezug zum Patienten ausgerichtet sein sollte.

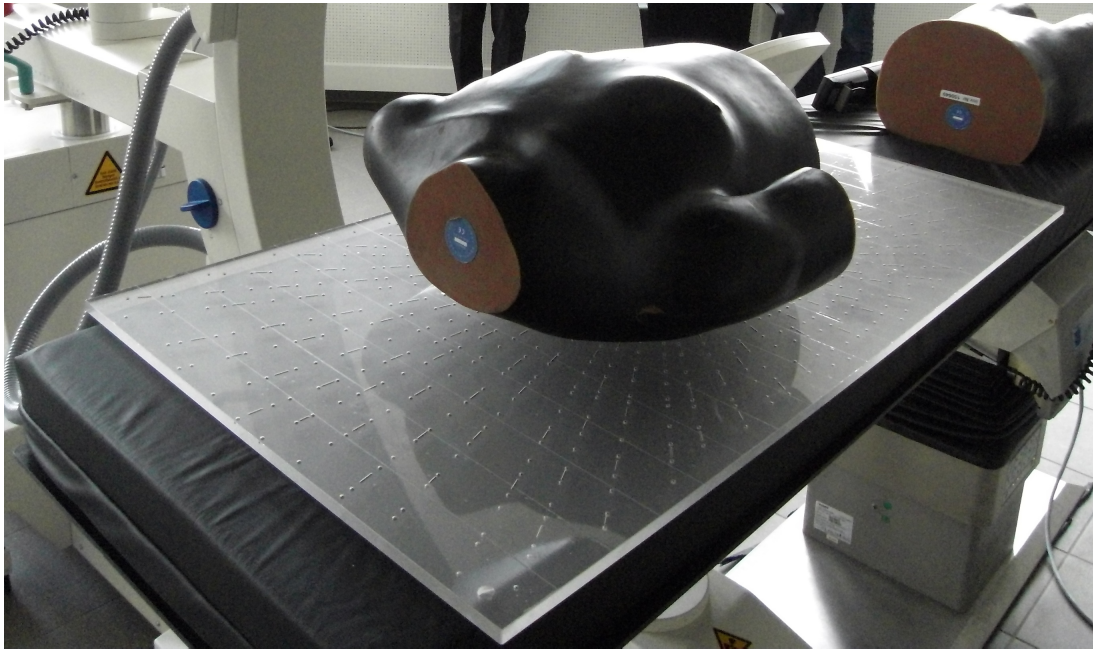


Abbildung 6.7.: Thorax-Phantom auf Markerplatte auf Patiententisch (hier zur besseren Anschauung oberhalb der Tischpolsterung).

Übertragung der Fluoroskopie-Aufnahmen

Die Navigationssoftware läuft im Normalfall nicht auf demselben Gerät, auf dem auch die Fluoroskopie-Aufnahmen gemacht werden. Somit ist es notwendig, die Aufnahmen zur Verarbeitung an einen Rechner zu senden. Das System bietet hier zwei verschiedene Möglichkeiten: die Verwendung eines *Framegrabbers* am C-Bogen-Monitor oder das Übertragen der Bilder über das Netzwerk nach dem *DICOM-Protokoll*.

Framegrabber Durch Einbau eines Framegrabbers in den Rechner kann das Fluoroskopie-Bild durch ein Kabel vom Gerätemonitor einfach abgegriffen werden. Diese Methode sollte an jedem C-Bogen-Gerät bzw. -Monitor möglich sein, da der benötigte analoge Ausgang stets vorhanden ist. Die Bilder, die von einem Framegrabber geliefert werden, haben das Format $768\text{ px} \times 576\text{ px}$. Abb. 6.8(a) zeigt beispielhaft ein solches vom C-Bogen abgegriffenes Bild. Man sieht, dass der eigentliche Aufnahmebereich quadratisch ist. Da der Grabber aber ein längliches Bild liefert, wird rechts und links ein schwarzer Streifen eingefügt. Das bedeutet nun, dass die eigentliche Information nur in einem $567\text{ px} \times 565\text{ px}$ -Bereich abgebildet ist.

DICOM-Protokoll Für die Detektion der Marker ist ein höher aufgelöstes Bild vorteilhafter. Meist stehen dem C-Bogen-Gerät auch solche hochauflösten $1024\text{ px} \times 1024\text{ px}$ -Aufnahmen im DICOM-Format zur Verfügung. Abb. 6.8(b) zeigt beispielhaft ein solches Bild im DICOM-Format. Falls eine Netzwerkverbindung zwischen C-Bogen-Gerät und dem Rechner, auf dem das Navigationssystem läuft, hergestellt werden kann, ist es auch möglich die Aufnahmen über das DICOM-Protokoll zu übertragen. Dabei fungiert das Navigationssystem als Client und wartet auf ein Bild, welches vom Ser-

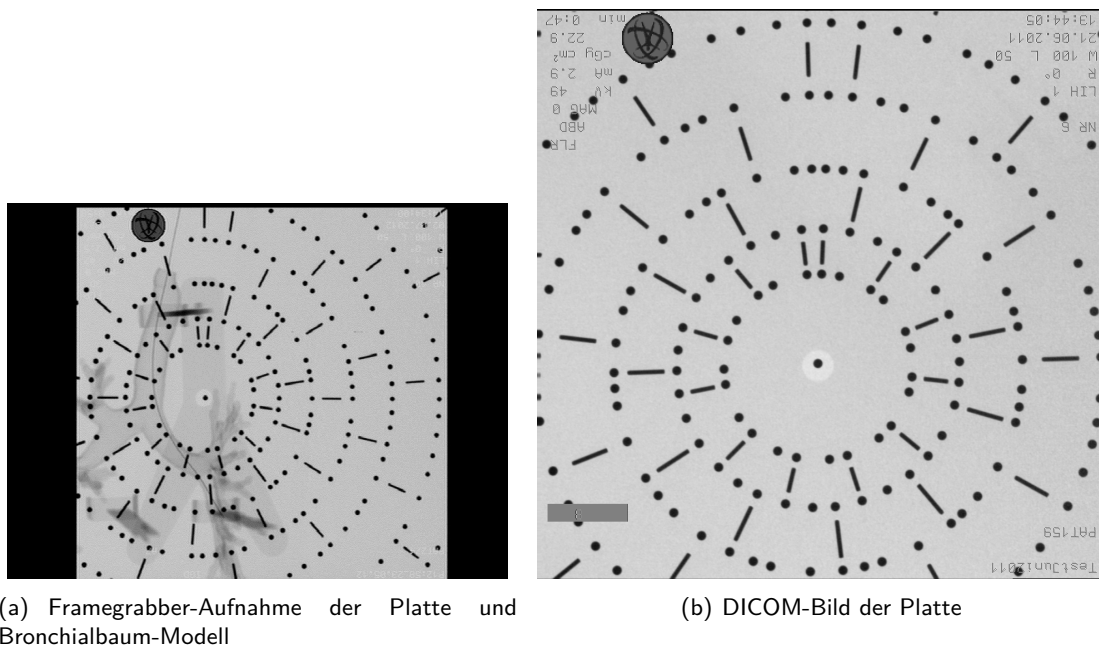


Abbildung 6.8.: Format der C-Bogen-Aufnahmen

ver, d.h. dem C-Bogen-Gerät, gesendet wird. Dazu müssen ein Transferprotokoll und die IP-Adresse des Rechners, auf welchem das Navigationssystem läuft, ausgetauscht bzw. bekanntgemacht werden. Das empfangene Bild kann dann einfach von dem Navigationssystem angezeigt und verarbeitet werden.

6.2.2. Navigations-Software

Die intraoperative Navigation erfolgt in drei Schritten. Der erste Schritt ist die initiale Registrierung von Tisch zu Patient und muss mindestens einmal pro Untersuchung durchgeführt werden. Im Idealfall, d.h. bei wenig Bewegung des Patienten, muss sie danach aber nicht mehr berechnet werden. Die Posenbestimmung des C-Bogens muss nach jeder Posenänderung, d.h. Bewegung des C-Bogens, neu bestimmt werden. Da es sich um einen sehr schnell ausführbaren Schritt handelt, ist dies problemlos in das klinische Szenario integrierbar. Die Bronchoskopffadberechnung wiederum sollte nach jeder Änderung der Bronchoskopposition geschehen, d.h. am besten in Echtzeit während das Bronchoskop vorgeschoben wird.

Laden der CT- und Bilddaten

Bevor die eigentliche Navigation gestartet werden kann, müssen einige Daten des Patienten geladen werden. Dazu gehören das CT-Volumen mit segmentiertem Bronchialbaum und dessen Skeletonisierung. Hierfür steht der übliche Öffnen-Dialog zur Verfügung. Falls die präoperative Bearbeitung des CTs unmittelbar vor der Operation erfolgt ist, werden die resultierenden Daten automatisch geladen. Andernfalls müssen die Segmentierung und die Skeletonisierung extra geladen werden. Außerdem müssen die intrinsischen Kameraparameter des C-Bogens an das System übergeben werden. Dies kann im einfachsten Fall über eine Textdatei erfolgen, welche Brennweite, Verzerrungsparameter,

Bildgröße und den optischen Nullpunkt enthält. Die letzte Information, die das System benötigt, ist ein Punkt innerhalb des CT-Volumens, welcher möglichst zentral innerhalb des CTs liegt und auch auf der Röntgenaufnahme und auf einem DRR gut zu erkennen ist. Dieser Punkt dient dann als Rotationspunkt für die automatische Registrierung und muss vom Benutzer angegeben werden. Falls ein solcher Punkt nicht angegeben wird, ist der mögliche Suchbereich für die Registrierung zu groß, was wiederum eine inakzeptable Ausführungszeit mit sich bringt. Ein guter Rotationspunkt ist ein Punkt auf der Karina, also der ersten Bifurkation nach der Trachea.

Initiale Registrierung

Sobald das Navigationssystem eine Aufnahme vom C-Bogen gegrabbt bzw. empfangen hat, kann dieses angezeigt und verarbeitet werden. Der erste Schritt ist die initiale Registrierung, welche in drei Schritten erfolgt:

1. *Posenbestimmung anhand des Musters:* Anhand des empfangenen initialen Fluoroskopie-Bildes, im Idealfall aus einer möglichst senkrechten zentrierten Position in Relation zum Kalibrierungsmuster aufgenommen, kann eine erste Posenbestimmung erfolgen. Nun ist also die Transformation zwischen C-Bogen und Tisch bekannt. Aufgrund dieser Transformation kann eine initiale Schätzung der Transformation zwischen C-Bogen und Patient erfolgen. Das bedeutet, es wird ein DRR mit der geschätzten C-Bogen-zu-Tisch-Transformation erstellt, bei der das CT-Volumen virtuell zentriert in der Mitte des Tisches platziert wird. Die Ausführungszeit hierfür inklusive der Anzeige des Ergebnisses liegt bei etwa 3 – 4 Sek..
2. *Manuelle Vorpositionierung durch den Benutzer:* Als nächstes gilt es die genaue Positionierung des CT-Volumens auf dem Tisch zu finden. Dazu wird dem Benutzer zunächst eine graphische Benutzerschnittstelle angeboten, die es ihm ermöglicht, das CT-Volumen virtuell translatorisch zu verschieben und aus dieser neuen Position heraus ein DRR zu generieren und anzuzeigen. Die Ausführungszeit für einen einzelnen Bewegungsschritt inklusive der DRR-Anzeige liegt bei etwa 0,47 Sek.. Auf diese Weise kann eine erste Vorpositionierung des CT-Volumens erfolgen. Hierbei ist darauf zu achten, dass die Carina auf dem DRR und auf der Röntgenaufnahme einigermaßen übereinander liegen, falls dieser Punkt auf dem dreidimensionalen CT-Volumen als Rotationspunkt markiert wurde. Dieser Punkt muss dann auf den zweidimensionalen Bildern markiert werden. Somit wird die Korrespondenz zwischen CT und DRR hergestellt und man erhält einen Strahl, auf dem der Rotationspunkt für die darauffolgende automatische Registrierung liegen wird.
3. *Automatische Registrierung:* Die automatische Registrierung erfolgt dann anhand der manuellen Vorpositionierung des Rotationsstrahles, die im vorherigen Schritt durch den Benutzer übergeben wurden. Das CT-Volumen wird nun also so lange transformiert, bis das zugehörige DRR einer bestimmten Metrik folgend gut genug zur Fluoroskopie-Aufnahme passt. Damit die Ausführungszeit im klinisch annehmbaren Bereich liegt, wird sowohl die Aufnahme als auch das CT-Volumen für diesen Schritt skaliert oder besser mit geringerer Auflösung abgetastet (Downsampling, engl.: Heruntertaktung). Der gesamte Registrierungsvorgang dauert in der Regel etwa 1 – 3 Min..

Abb. 6.9 zeigt die Benutzeroberfläche für die initiale Registrierung.

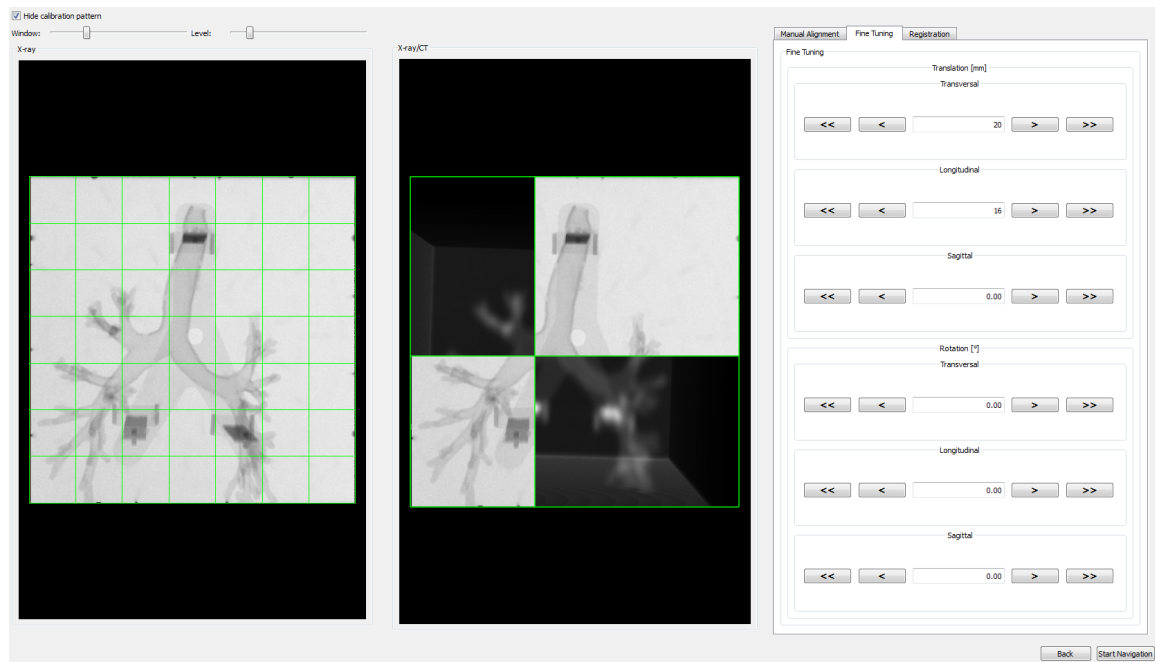


Abbildung 6.9.: Graphische Benutzeroberfläche zur manuellen initialen Registrierung.

Posenbestimmung

Nachdem die initiale Registrierung, d.h. die Transformation von Tisch zu Patient, gefunden wurde, ändert sich diese während der Bronchoskopie i. d. R. nur noch minimal und selten, sprich der Patient bewegt sich kaum, da er sediert ist. Das bedeutet, dass diese Transformation vorerst als konstant angenommen werden kann und deshalb nicht erneut berechnet werden muss. Es kann aber oft vorkommen, dass der Arzt die Pose des C-Bogens ändert, d.h. die Transformation zwischen C-Bogen und Tisch. Diese muss dann erneut mit Hilfe der Kalibrierungsplatte berechnet werden.

Dem Benutzer steht für die eigentliche Bronchoskopie-Navigation die in Abb. 6.10 visualisierte Benutzeroberfläche zur Verfügung. Man sieht, dass vier Visualisierungsfenster zur Verfügung stehen:

1. *Rechts*: In diesem Fenster wird das aktuelle Röntgenbild angezeigt. Sobald ein neues Bild vom C-Bogen empfangen wird, wird dieses hier abgebildet. Aus diesem Bild können nach erfolgter Posenbestimmung auch die Marker entfernt werden und so eine „bereinigte“ Version des Fluoroskopie-Bildes angezeigt werden.
2. *Links unten*: Dieses Fenster zeigt eine Schachbrett-Ansicht des aktuellen Fluoroskopie-Bildes und eines DRRs, welches mit den aktuell bestimmten Posenparametern erzeugt wurde. Man kann hier also visuell überprüfen, ob die Posenbestimmung korrekt ausgeführt wurde, indem man die senkrechten Regler im Bild verschiebt. Falls die beiden Bilder gut übereinstimmen, war die Posenbestimmung erfolgreich.
3. *Mitte unten*: Auch hier wird ein DRR angezeigt, welches mit den geschätzten Posenparametern generiert wurde, diesmal aber vom präoperativ segmentierten Bronchialbaum. Auf diese Weise erhält der Arzt eine klar erkennbare Sicht auf die für ihn interessante Struktur der Atemwege, überlagert auf dem Fluoroskopie-Bild.

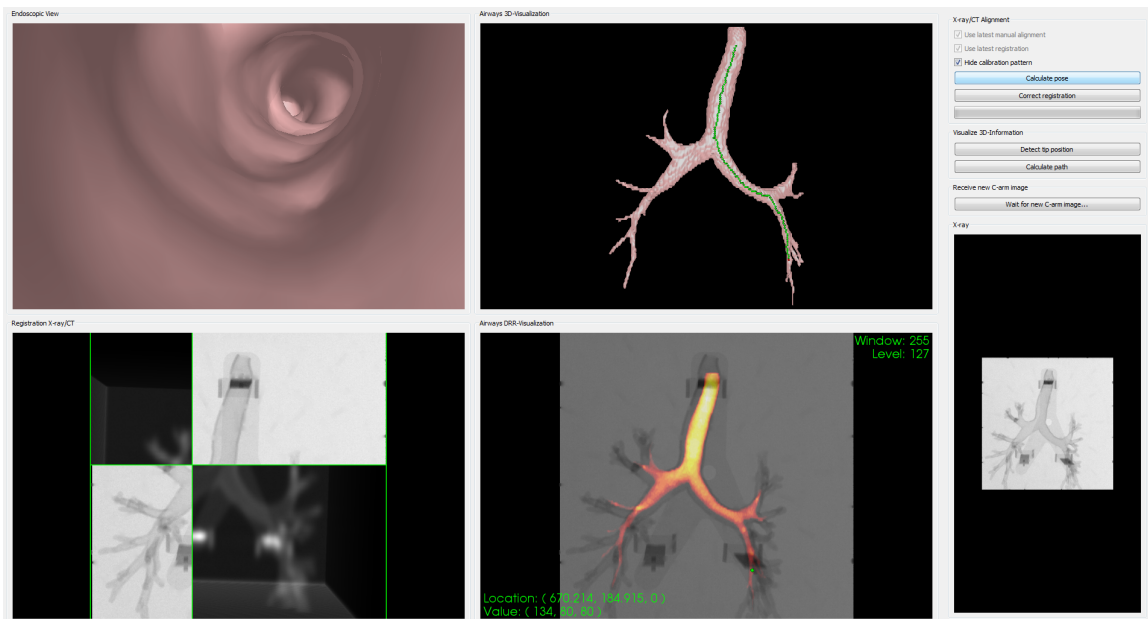


Abbildung 6.10.: Graphische Benutzeroberfläche zur Bronchoskopie-Navigation: Posenbestimmung und Pfadberechnung.

4. *Mitte oben*: Dieses Fenster zeigt als einziges eine dreidimensionale Struktur an, nämlich die des Bronchialbaumes. Der Baum kann rotiert und somit aus unterschiedlichen Richtungen betrachtet werden. In dieser Ansicht wird auch der aktuelle Pfad des Bronchoskops angezeigt.
5. *Links oben*: Dieses Fenster zeigt die aktuelle Position innerhalb des Bronchialbaumes aus endoluminaler Sicht. Sie ähnelt somit dem Bronchoskop-Videobild und kann genutzt werden, um zusätzliche Informationen, wie den Zielpfad oder die Distanz zum Ziel, anzuzeigen.

In Abb. 6.10 sieht man außerdem die Knöpfe, die dem Benutzer zur Verfügung stehen, um die Pose zu berechnen:

1. *Wait for new C-arm image*: Durch Drücken dieses Knopfes wird dem System signalisiert, dass es sich für den Empfang eines neuen C-Bogen-Bildes vorbereiten soll.
2. *Calculate Pose*: Hiermit wird mit dem aktuellen C-Bogen-Bild die Pose geschätzt und gespeichert. Es wird auch ein Bild ohne Marker durch Rückprojektion und darauffolgendes Inpainting erzeugt, welches optional angezeigt werden kann.
3. *Calculate Registration*: Falls es notwendig geworden ist, kann mit diesem Knopf eine erneute Berechnung der Tisch-zu-Patient-Transformation angestoßen werden. Dabei werden die aktuellen Posenparameter und die vorher berechnete Tisch-zu-Patient-Transformation als Ausgangspunkt verwendet.

Pfadberechnung

Die eigentliche Navigationsunterstützung besteht darin, dass die aktuelle Position der Bronchoskopspitze angezeigt wird. Hierfür werden alle in den vorherigen Schritten berechneten Ergebnisse benö-

6. Applikation

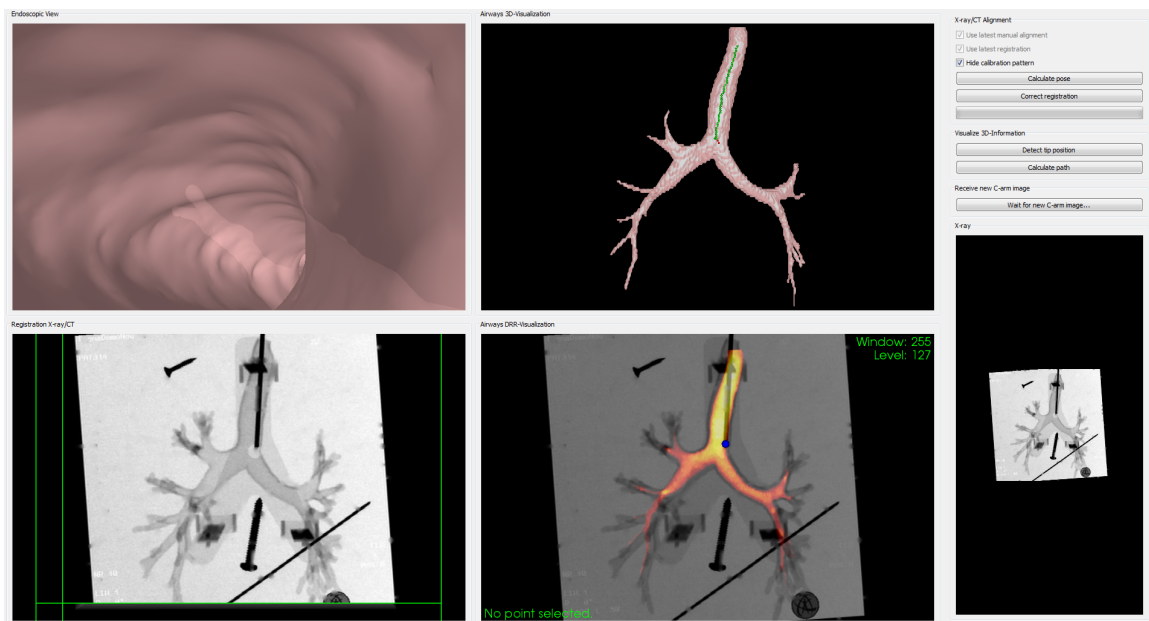


Abbildung 6.11.: Graphische Benutzeroberfläche zur Bronchoskopie-Navigation: Automatische Bronchoskop-Detektion.

tigt, also die Bronchialbaumsegmentierung, -skeletonisierung, Tisch-zu-Patient-Transformation, aktuelle Fluoroskopie-Aufnahme und aktuelle C-Bogen-Pose. Eine weitere Angabe wird noch benötigt: die Bronchoskopspitze innerhalb der Fluoroskopie-Aufnahme.

Die Position der Bronchoskopspitze kann auf zwei unterschiedliche Arten bestimmt werden. Sie kann entweder vom Benutzer im 3. Fenster der Benutzeroberfläche angeklickt und somit markiert werden, wie es in Abb. 6.10 (grüner Punkt im 3. Fenster) zu sehen ist, oder automatisch durch Betätigen des Knopfes *Detect tip position* detektiert werden, wie in Abb. 6.11 (blauer Punkt im 3. Fenster) angezeigt ist.

Wird nun der Knopf *Calculate Path* ausgewählt, wird automatisch der Pfad innerhalb des Bronchialbaumes von Trachea zu Bronchoskopspitze berechnet und angezeigt (s. Abb. 6.10 und 6.11). Während der Pfad im Normalfall in grüner Farbe visualisiert wird, werden Bereiche, die zweideutig sind, also wo keine eindeutige Berechnung möglich war, rot angezeigt. Somit wird dem Arzt signalisiert, dass es mehrere Möglichkeiten für die Position seines Instrumentes gibt. Dieser Pfad kann dann vom Benutzer aus unterschiedlichen Richtungen betrachtet werden, so dass er sich innerhalb des dreidimensionalen Bronchialbaumes orientieren kann.

Außerdem wird ihm die aktuelle endoluminale Sicht im Bronchialbaum angezeigt, so dass er diese mit seinem Bronchoskopvideobild vergleichen kann. Hier kann auch der Zielpfad visualisiert werden und so den richtigen Weg zur Orientierung anzeigen.

7. Zusammenfassung und Ausblick

Im Folgenden sollen die Ergebnisse dieser Arbeit kurz zusammengefasst dargestellt werden. Darauf-folgend werden mögliche Erweiterungen und Verbesserungen des Systems genannt, die in zukünftigen Arbeiten auf diesem Gebiet behandelt werden könnten.

7.1. Ergebnisse

In dieser Arbeit wurde ein Navigationssystem für die bronchoskopische Untersuchung der Atemwege entwickelt. Die wichtigste Komponente eines solchen Systems ist die 3D-Lokalisierung des Bronchoskops bzw. eines eingeführten Operationsinstrumentes innerhalb der Bronchialäste. Das von mir entwickelte System verzichtet dafür gänzlich auf den Gebrauch von elektromagnetischen Sensoren auf dem Instrument und ist somit unabhängig von den verwendeten Geräten und Herstellern. Stattdessen wird auf die intraoperativen Fluoroskopie-Aufnahmen des in den Bronchialbaum eingeführten Bronchoskops zurückgegriffen, die der Arzt stets zur Orientierung nutzt. Dadurch können vorhandene C-Bogen-Systeme und Prozesse im Operationssaal beibehalten und Kosten und Aufwand gespart werden.

Die innovative Grundidee des hier entwickelten Navigationssystems besteht darin, allein aufgrund der Bronchoskopspitzenposition auf dem 2D-Fluoroskopiebild die 3D-Position desselben innerhalb des Bronchialbaums im präoperativ erstellten CT-Volumen zu berechnen. Dazu wird zum ersten Mal ein virtueller Strahl von Röntgenquelle des C-Bogens zur Bronchoskopspitzenposition auf dem Fluoroskopiebild durch das präoperative CT-Volumen berechnet. Da hierfür die Position und Orientierung des C-Bogens während der Aufnahme bekannt sein muss, wurde eine neuartige Markerplatte zur Fixierung am Patiententisch entwickelt. Mit Hilfe dieser Markerplatte erfolgt dann intraoperativ die C-Bogen-Posenbestimmung nach jeder Bewegung des Aufnahmesystems.

Als Marker werden Kügelchen und Stäbchen aus radioopakem Stahl verwendet. Für die Berechnung der C-Bogen Pose müssen die auf der Fluoroskopieaufnahme abgebildeten Kugelmarder ihren Quellmarken auf der Markerplatte im Raum zugeordnet werden. Deshalb wurden die Marker in einer speziellen Anordnung in die Acryl-Platte eingelassen, die dies ermöglicht. Da Abstände und Winkel sich nach Projektion, wie es bei Röntgenaufnahmen der Fall ist, verändern, wurde eine projektive Invariante gewählt, um die Markerpositionen eindeutig zu kodieren: das Doppelverhältnis. Dieser Wert lässt sich sowohl für vier zusammenlaufende Geraden als auch vier kollineare Punkte berechnen und verändert sich auch nach einer Zentralprojektion der Geraden bzw. Punkte nicht. Die kugelförmigen Marker liegen deshalb auf Geraden, die alle durch einen gemeinsamen Schnittpunkt verlaufen und durch die Stäbchenmarker verdeutlicht sind. Die Abstände zwischen den Kugeln auf jeder dieser Geraden ist gleich. Sowohl die Winkel- als auch die Punktabstände dieser Anordnung wurden so gewählt, dass die Doppelverhältnisse, die sich auf diesen berechnen lassen, eindeutig unterscheidbar sind. Das bedeutet, dass jeder Kugelmarder einmal durch die Gerade, auf die er liegt, und einmal durch die Position auf dieser Geraden eindeutig erkennbar ist. Diese eindeutige Identifizierung ist aufgrund der projektiven Invarianz des Doppelverhältnisses auch auf einem Fluoroskopiebild möglich und somit eine Zuordnung von 2D-Bildkoordinate zu 3D-Weltkoordinate möglich. Außerdem kann durch die

verwendete Anordnung im Gegensatz zu existierenden Markerkonstellationen ein sehr großer Bereich, nämlich fast der gesamte Patiententisch, abgedeckt werden.

Um nun aus der berechneten C-Bogen Pose eine Navigationshilfe bei der Bronchoskopie zu bieten, wurden noch weitere Komponenten entwickelt und implementiert. So können die radioopaken Marker auf den Fluoroskopiebilder mittels einer Inpainting-Methode so entfernt werden, dass der Hintergrund erhalten bleibt. Auf den ersten Blick sieht es für den Arzt so aus, als wären keine Marker auf dem Bild vorhanden gewesen. Aufgrund der vorher berechneten C-Bogen Pose ist eine künstliche Projektion der Marker in das Fluoroskopiebild möglich und somit können *alle* Marker, nicht nur die vorher auf dem Bild tatsächlich detektierten, entfernt werden.

Weiterhin ermöglicht das System automatische Segmentierungen von relevanten Strukturen, welche teils präoperativ teils intraoperativ zu verwenden sind. Eine präoperativ ausgeführte automatische Bronchialbaumsegmentierung und anschließende automatische Skeletonisierung des Ergebnisses ermöglichen die Berechnung des Pfades des Bronchoskops von Trachea zur aktuellen Position im Bronchialbaum. Dieser wird dann in Kombination mit dem segmentierten Bronchialbaum intraoperativ in Form einer 3D-Darstellung als Orientierungshilfe angezeigt.

Ebenfalls präoperativ kann semi-automatisch ein möglicher Tumor gekennzeichnet werden. Bereits im Vorfeld zur eigentlichen Untersuchung kann so der Zielpfad von der Trachea zur verdächtigen Struktur berechnet werden. Diesen Pfad wird dem Arzt dann in Form eines endoluminalen virtuellen Fluges durch die Bronchien visualisiert. Dadurch kann der Bronchoskop-Pfad sowohl geplant und trainiert als auch auf Besonderheiten untersucht werden.

Ein weiterer Baustein des entwickelten Navigationssystems ist die bildbasierte 2D/3D-Registrierung zwischen präoperativen CT und intraoperativer Fluoroskopie. Dadurch erhält man die Transformation zwischen Patiententisch und Patient, welche sich aufgrund der C-Bogen Posenbestimmung nicht berechnen lässt, aber für die genaue Lokalisation der Bronchoskopspitze im CT notwendig ist. Unter der üblichen Annahme, dass der Patient sediert ist und sich nur wenig bewegt, genügt es, diese Registrierung nur einmalig zu Beginn der Prozedur durchzuführen.

Während der bronchoskopischen Untersuchung nutzt der Arzt kontinuierliche Fluoroskopie, um die Bronchoskopspitze bzw. ein Biopsieinstrument innerhalb der Bronchien zu verfolgen. In dieser Arbeit wurde eine Methode entwickelt, um diese Instrumentenspitze automatisch zu detektieren und dann zu tracken. Die Position der Spitze wird dann in Kombination mit der berechneten C-Bogen Pose und einer einmaligen Registrierung zwischen Patient und Tisch genutzt, um die aktuelle 3D-Lage des Instruments innerhalb des Bronchialbaumes zu finden. Indem diese 3D-Position innerhalb des korrekten Bronchus dem Arzt in einer geeigneten 3D-Bronchialbaum-Visualisierung, sowohl endoluminal als auch global, wird die Orientierung verbessert und die Instrumentenführung kann schneller und präziser erfolgen.

Die Evaluation der vorgestellten Methoden erfolgte in zwei Teilen. Im ersten Teil wurde ausführlich mit der entwickelten Markerplatte experimentiert und getestet. Dabei wurde anhand von Simulationen, Aufnahmen mit und ohne anatomischen Phantomen und Aufnahmen mit einem Tierkadaver analysiert, wie robust und genau die markerbasierte C-Bogen Pose Estimation funktioniert. Auch wurden gesonderte Tests zur Markerdetektion auf Fluoroskopie-Aufnahmen getätigt. Die Evaluationen haben sehr gute Ergebnisse erzielt und sprechen für weitere Untersuchungen bzw. den Einsatz der Markerplatte in der Praxis.

Der zweite Teil der Evaluation beschäftigte sich mit den anderen Komponenten des Navigationssystems. Besonders das Zusammenspiel aller Komponenten wurde untersucht. Dabei wurde unter Anderem ein hohles Bronchialbaum-Modell verwendet, welches auf der Markerplatte platziert und in welches ein Bronchoskop eingeführt wurde. Anhand dieses Konstrukts konnten alle Komponenten

des Navigationssystems getestet werden. Auch hier konnten sehr vielversprechende Ergebnisse erzielt werden, die die praktische Tauglichkeit und den Nutzen des Systems unterstreichen.

7.2. Weiterführende Arbeiten

Verbesserung der Musteranordnung

In Kapitel 3.3 habe ich bereits Ideen erläutert, die die Anordnung der Marker auf der Platte optimieren würden. Dabei ist das Ziel, dass sich die Doppelverhältnisse, die sich sowohl für Kugelpositionen als auch Winkelabstände ergeben, möglichst gut unterscheiden lassen, d.h., die Werte weit auseinanderliegen. Weiterhin kann es von Vorteil sein, Kugelabstände im Zentrum eher groß und am Rand des Musters eher klein zu halten. Das würde zum einen dazu führen, dass das Muster im Zentrum weniger dicht erscheint und somit weniger störend auf den Arzt wirkt. Zum anderen würde am Rand weniger die Gefahr bestehen, dass zu wenig Marker abgebildet würden, da dort eine dichtere Anordnung mit engeren Kugelabständen gewählt wurde. Eine andere Idee wäre es, die Kugelabstände auf einem Strahl nicht immer gleich zu wählen, sondern unterschiedlichen Strahlen auch unterschiedliche Kugelabstände zu geben, so dass auf diese Weise eine zusätzliche Möglichkeit der eindeutigen Zuordnung besteht. Solche und ähnliche Ideen ließen sich in einer optimierten Markerplatte zusammenbringen und würden möglicherweise noch zu Verbesserungen der experimentellen Ergebnisse dieser Arbeit führen.

Atembewegungskompensation

Ein Aspekt, der in dieser Arbeit leider nicht ausreichend behandelt werden konnte, ist die Registrierung zwischen Patiententisch und Patient. Besonders die Atembewegung und im schlimmsten Fall auch Hustenanfälle des Patienten können die in dieser Arbeit verwendete 2D/3D-Registrierung verfälschen bzw. negativ beeinflussen. Es ist also notwendig, eine Art Atemkompensation zu entwickeln, die intraoperativ solche Bewegungen ausgleichen kann und somit trotzdem eine genaue Registrierung zwischen Patiententisch und Patient erlaubt. Die Möglichkeiten hierfür wären z.B. die Konstruktion von Respirationsmodellen bzw. -simulationen oder die elastische oder multi-rigide Registrierung des Brustkorbs oder der Lungen. Dies sind alles sehr aufwändige Verfahren und hätten den Rahmen dieser Arbeit gesprengt. Auch wäre es denkbar, die Endoskopkamerabilder miteinzubeziehen und die Bronchoskopposition aus diesen zu deduzieren. Auf diese Weise würde man sich aber wiederum von der Bronchoskopkamera abhängig machen und somit die Reichweite des Systems auf die Reichweite des Bronchoskops beschränken. Da dies nicht der Zielsetzung der Arbeit entsprach, wurde diese Idee, obwohl möglicherweise vielversprechend, hier noch nicht verfolgt.

Bronchialbaum-Segmentierung

Damit das entwickelte System auch über die Reichweite des Bronchoskops hinaus angewendet werden kann, ist es ausschlaggebend, dass eine gute Segmentierung der tieferen Verästelungen des Bronchialbaums vorhanden ist. Während das Bronchoskop nur die ersten vier bis fünf Bronchien erreicht, kann ein Biopsieinstrument weit tiefer in den Baum eindringen und sollte dann auch genau verfolgt werden können. Das in dieser Arbeit verwendete Verfahren zur Bronchialbaumsegmentierung sollte so erweitert werden, dass auch dies möglich ist. Obwohl es in der Literatur bereits eine große Anzahl an Segmentierungsverfahren hierfür gibt, lohnt es sich doch auf diesem Gebiet weiter zu forschen,

da keine wirklich zufriedenstellenden Methoden, sowohl bezüglich Robustheit, Genauigkeit als auch Performanz, bekannt sind. Möglich wäre es z.B., die in dieser Arbeit verwendete Methode mit einer anspruchsvolleren, beispielsweise der Airway-Cross-Section-Methode von *Graham et al.* [51], zu kombinieren. So könnten die ersten Bronchialäste schnell und robust gefunden werden, während danach aufbauend auf dem Ergebnis die tieferen Äste mit einer weiteren Methode gesucht werden.

Klinische Evaluation

Ein weiterer Schritt, der in dieser Arbeit noch nicht gegangen werden konnte, ist die Evaluation des Systems an klinischen Daten. Wie bereits in der Einleitung in Kapitel 1.1 erläutert, fällt die entwickelte Markerplatte unter das MPG [72]. Bevor es daher in einem Operationssaal mit echtem Patienten benutzt werden darf, müssen sowohl sogenannte grundlegende Anforderungen an ein Medizinprodukt (höchstwahrscheinlich Risikoklasse 2B) erfüllt sein (§7 MPG) als auch ein vorgeschriebenes Konformitätsbewertungsverfahren (§37 MPG) durchgeführt worden sein. Der Hersteller der Platte muss nach ISO 13485 zertifiziert sein bzw. eine entsprechende Auditierung durchführen lassen. Ein solches Verfahren dauert mit Sicherheit viele Monate und die Kosten für den Hersteller liegen bei einigen Tausend €. Deshalb war es mir in dieser Arbeit nicht möglich, solche klinischen Tests durchzuführen.

Dennoch wäre eine solche Evaluation sicherlich interessant und für die Zukunft denkbar. Die Sichtbarkeit der Marker wird sich wahrscheinlich bei Überlagerung von menschlicher Anatomie verändern und dementsprechend kann es möglicherweise notwendig sein, Anpassungen an der Markerdetektionsmethode vorzunehmen. Weiter stellt sich die Frage, ob die initiale 2D/3D-Registrierung beim realen Patienten so anwendbar ist oder die Kompensation der Atembewegung nicht doch dringend notwendig ist. Beides lässt sich erst in der praktischen Anwendung klären und sollte in einer weiterführenden Arbeit verfolgt werden.

Weitere Anwendungsgebiete

Besonders interessant wäre auch die Verwendung der in dieser Arbeit entwickelten Markerplatte in anderen klinischen Anwendungsgebieten als der Bronchoskopie. In Frage kommen chirurgische Eingriffe, die unter Fluoroskopie stattfinden, wie z.B. die HNO-Eingriffe, Prostatabrachytherapie, Schädelchirurgie oder orthopädische Interventionen. So werden z.B. die Platzierung der sogenannten Pedikelschrauben bei einer Wirbelsäulen-Operation mit intraoperativer C-Bogen-Bildgebung durchgeführt. Dabei werden zwei Aufnahmen gemacht, aufgrund welcher der Chirurg versucht die Platzierung der Pedikelschraube zu kontrollieren. Eine intraoperative Hilfestellung, die eine genau positionierte 3D-Rekonstruktion der Schrauben innerhalb des präoperativen CTs anzeigt, könnte unerfahrenen Chirurgen unterstützend dienen. Um eine solche präzise positionierte 3D-Rekonstruktion der Schraube anzubieten, muss man aber auch die C-Bogen Posen bei der Aufnahme der Bilder kennen und genau an dieser Stelle könnte die in dieser Arbeit entwickelte Markerplatte zur C-Bogen-Posenbestimmung eingesetzt werden.

A. Bestimmung des Mustermittelpunktes

In Kapitel 3.5.1 wird der Mittelpunkt des Musters aufgrund der Schnittpunkte der vorher detektierten Geraden bestimmt. Die Winkel dieser Geraden hängen unmittelbar von den detektierten Punkten ab. Es stellt sich nun die Frage, warum die detektierten Punkte nicht verwendet wurden, um die konzentrischen Kreise bzw. Ellipsen zu detektieren, die um den Mittelpunkt des Musters herum angeordnet sind.

Im Folgenden soll dies mathematisch begründet werden. Dazu wird zunächst der Zusammenhang zwischen Punkten, Geraden und deren Schnittpunktbestimmung erläutert. Dann wird auf Punkte, Kreise und deren Mittelpunktbestimmung eingegangen. Zuletzt wird berechnet, wie sich die Genauigkeit der Schnitt- bzw. Mittelpunktbestimmung verändert, wenn an einem der Punkte sowohl im Falle der Geraden als auch der Kreise ein Fehler bei der Detektion auftritt. Es wird deutlich werden, dass in der gewählten Musteranordnung und -größe eine Kreis- bzw. Ellipsendetektion zu größeren Fehlern führt als die gewählte Geradenbestimmung.

Ausgangssituation

Eine Gerade kann durch 2 Punkte definiert werden, ein Kreis durch 3 Punkte. Um Vergleichbarkeit zu gewährleisten, soll für beide Berechnungsarten jeweils dieselbe Anzahl an Punkten verwendet werden. In diesem Fall ist es das kleinste gemeinsame Vielfache, also 6 Punkte. Diese sind in Abbildung A.1 dargestellt. Die Koordinaten sind folgendermaßen gegeben:

$$\begin{aligned} A_x &= r + f_x, & A_y &= f_y, \\ B_x &= r + \Delta, & B_y &= 0, \\ C_x &= r \cos(\alpha), & C_y &= r \sin(\alpha), \\ D_x &= (r + \Delta) \cos(\alpha), & D_y &= (r + \Delta) \sin(\alpha), \\ E_x &= r \cos(2\alpha), & E_y &= r \sin(2\alpha), \\ F_x &= (r + \Delta) \cos(2\alpha), & F_y &= (r + \Delta) \sin(2\alpha), \end{aligned}$$

wobei $\alpha = 5.5^\circ$ dem durchschnittlichen Winkel zwischen zwei Geraden, $\Delta = 20mm$ dem durchschnittlichen Punktabstand zweier Punkte auf einer Geraden und r dem Radius des inneren Kreises entspricht. Der Mittelpunkt M_x, M_y kann nun auf unterschiedliche Weise aus diesen Punkten bestimmt werden, wobei fast alle Punkte konstant bleiben sollen. Nur Punkt A soll mit einem Fehler f_x, f_y versehen werden, wodurch sich der berechnete Mittelpunkt aus dem Ursprung entfernt. Der Mittelpunkt kann nun als Funktion dieses Fehlers $M(f_x, f_y)$ aufgefasst werden.

Im Folgenden soll nun zunächst der Mittelpunkt $M(f_x, f_y)$ bestimmt werden und anschließend durch Fehlerfortpflanzung der resultierende Mittelpunktfehler berechnet werden. Für Letzteres muss die Jacobi-Matrix der Mittelpunktsefunktion an der Stelle $f_x = 0, f_y = 0$ bestimmt werden.

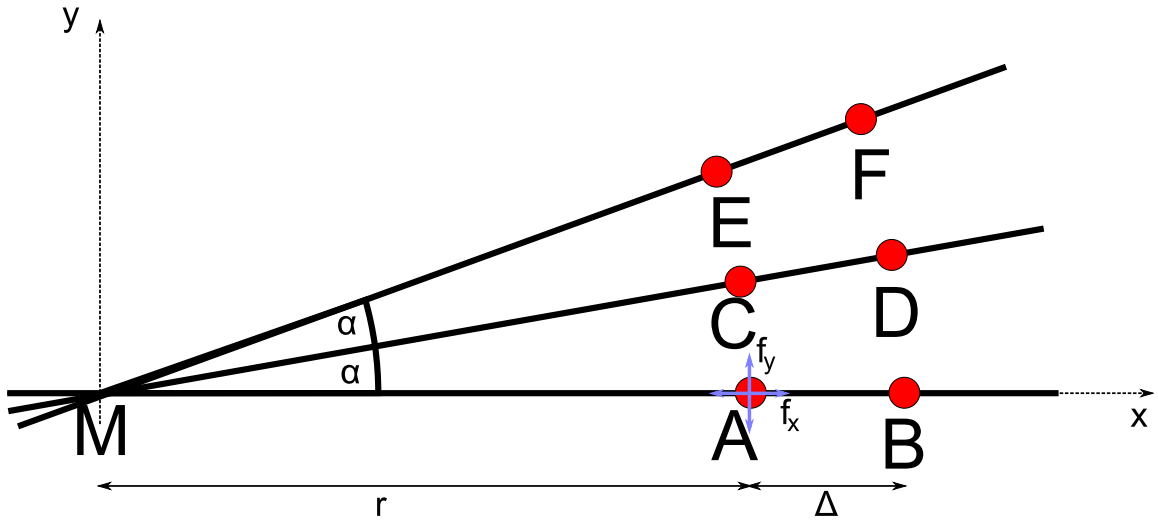


Abbildung A.1.: Anordnung der 6 Punkte, die zur Berechnung des Mustermittelpunktes herangezogen wurden.

Schnittpunkt von Geraden

Berechnung des Mittelpunktes

Als Mittelpunkt wird derjenige Punkt M betrachtet, welcher den geringsten quadratischen Abstand zu den 3 durch die 6 Punkte definierten Geraden aufweist. Dieser ist gegeben durch

$$M_x = \frac{f \cdot b - d \cdot e}{c \cdot b - d \cdot a}, M_y = \frac{f \cdot a - c \cdot e}{d \cdot a - b \cdot c}, \quad (\text{A.1})$$

wobei $a = d = -\sin(2\alpha) - \sin(4\alpha) + \frac{2f_y(\Delta-f_x)}{(\Delta-f_x)^2+f_y^2}$, $b = \frac{\sin(2\alpha)}{\tan(\alpha)} + \frac{\sin(4\alpha)}{\tan(2\alpha)} + \frac{2(\Delta-f_x)}{(\Delta-f_x)^2+f_y^2}$, $c = \tan(\alpha)\sin(2\alpha) + \tan(2\alpha)\sin(4\alpha) + \frac{2f_y^2}{(\Delta-f_x)^2+f_y^2}$, $e = \frac{2f_y(r+\Delta)(\Delta-f_x)}{(\Delta-f_x)^2+f_y^2}$ und $f = \frac{2f_y^2(r+\Delta)}{(\Delta-f_x)^2+f_y^2}$ gilt.

Fehlerfortpflanzung

Zur Berechnung des Mittelpunktfehlers müssen zunächst die partiellen Ableitungen der Mittelpunkt-funktion $M(f_x, f_y)$ an der Stelle $f_x = 0, f_y = 0$ berechnet werden. Diese sind durch folgende Gleichungen gegeben:

$$\frac{\partial M_x}{\partial f_x}(0,0) = 0, \quad (\text{A.2})$$

$$\frac{\partial M_x}{\partial f_y}(0,0) = \frac{2\cos(\alpha) + \cos(3\alpha)(\Delta+r)}{2\Delta\sin(\alpha)(2+\cos(2\alpha))}, \quad (\text{A.3})$$

$$\frac{\partial M_y}{\partial f_x}(0,0) = 0, \quad (\text{A.4})$$

$$\frac{\partial M_y}{\partial f_y}(0,0) = \frac{(3+2\cos(2\alpha)(\Delta+r))}{2\Delta(2+\cos(2\alpha))}. \quad (\text{A.5})$$

$$(\text{A.6})$$

Nimmt man nun für f_x und f_y einen voneinander unabhängigen durchschnittlichen Fehler (welcher dem Detektionsfehler entspricht) von σ an, erhält man nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz einen durchschnittlichen Mittelpunktfehler von:

$$f_M = \sqrt{\left(\frac{\partial M_x}{\partial f_x}\right)^2 + \left(\frac{\partial M_x}{\partial f_y}\right)^2 + \left(\frac{\partial M_y}{\partial f_x}\right)^2 + \left(\frac{\partial M_y}{\partial f_y}\right)^2} \sigma = \frac{(\Delta + r)}{\Delta \sin(\alpha)(2 + \cos(2\alpha))} \sqrt{(5 + 4 \cos(2\alpha))} \sigma . \quad (\text{A.7})$$

Bei den in dieser Arbeit entwickelten Muster durchschnittlichen Werten von $\alpha = 5.5^\circ$ und $\Delta = 20\text{mm}$ ergibt sich Gleichung A.7 approximiert zu:

$$f_M \approx (0.26r + 5.23)\sigma . \quad (\text{A.8})$$

Bei einer Berechnung des Mittelpunkts durch den Schnitt von Geraden wächst der Mittelpunktfehler also linear mit dem Radius r .

Mittelpunkt von Kreisen

Berechnung des Mittelpunktes

Aus beiden Kreisen, gegeben durch A , C und E (innen) bzw. B , D und F (außen) wird der Mittelpunkt unabhängig voneinander in Abhängigkeit von f_x und f_y berechnet und anschließend gemittelt. Da der äußere Kreis nicht von den beiden Variablen abhängt ergibt sich dieser trivialerweise zu $M_{\text{außen}} = (0, 0)$. Für den inneren Kreis werden die Koordinaten der 3 Punkte A , C und E in die Kreisgleichung $(x - M_{\text{innen}x})^2 + (y - M_{\text{innen}y})^2 = r_{\text{innen}}^2$ eingesetzt. Das entstehende Gleichungssystem mit den drei Unbekannten $M_{\text{innen}x}$, $M_{\text{innen}y}$ und r_{innen} wird gelöst, wobei nur die ersten beiden Unbekannten, also die Mittelpunktkoordinaten, von Interesse sind. Diese ergeben sich zu:

$$M_{\text{innen}x} = \frac{(2rf_x + f_x^2 - f_y^2) \cos(\frac{\alpha}{2})(-1 + 2 \cos(\alpha))}{2(-r \cos(\frac{\alpha}{2}) + (r + f_x) \cos(\frac{\alpha}{2}) + f_y \sin(\frac{3\alpha}{2}))} , \quad (\text{A.9})$$

$$M_{\text{innen}y} = \frac{(2rf_x + f_x^2 - f_y^2)(1 + 2 \cos(\alpha)) \sin(\frac{\alpha}{2})}{2(-r \cos(\frac{\alpha}{2}) + (r + f_x) \cos(\frac{\alpha}{2}) + f_y \sin(\frac{3\alpha}{2}))} . \quad (\text{A.10})$$

Die Mittelung der Mittelpunktskoordinaten ergibt dann einen Mittelpunkt von

$$M = \frac{M_{\text{außen}} + M_{\text{innen}}}{2} = \frac{M_{\text{innen}}}{2} . \quad (\text{A.11})$$

Fehlerfortpflanzung

Analog zu der Berechnung des Mittelpunktfehlers der Geraden, werden in dem Fall der Kreise ebenfalls die partiellen Ableitungen der Mittelpunktfunktion $M(f_x, f_y)$ an der Stelle $f_x = 0, f_y = 0$ berechnet:

$$\frac{\partial M_x}{\partial f_x}(0,0) = \frac{1-2\cos(\alpha)}{8\sin(\frac{\alpha}{2})^2}, \quad (\text{A.12})$$

$$\frac{\partial M_x}{\partial f_y}(0,0) = 0, \quad (\text{A.13})$$

$$\frac{\partial M_y}{\partial f_x}(0,0) = \frac{-1+2\cos(\alpha)}{4\sin(\alpha)}, \quad (\text{A.14})$$

$$\frac{\partial M_y}{\partial f_y}(0,0) = 0. \quad (\text{A.15})$$

$$(\text{A.16})$$

Wiederum wird für f_x und f_y ein voneinander unabhängiger durchschnittlicher Fehler von σ angenommen. Für Kreise führt dies nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz zu einen durchschnittlichen Mittelpunktfehler von:

$$f_M = \sqrt{\left(\frac{\partial M_x}{\partial f_x}\right)^2 + \left(\frac{\partial M_x}{\partial f_y}\right)^2 + \left(\frac{\partial M_y}{\partial f_x}\right)^2 + \left(\frac{\partial M_y}{\partial f_y}\right)^2} \sigma = \frac{1}{4\sin(\frac{\alpha}{2})\sin(\alpha)} \sigma. \quad (\text{A.17})$$

Für $\alpha = 5.5^\circ$ und $\Delta = 20\text{mm}$ ergibt sich Gleichung A.17 approximiert zu:

$$f_M \approx 54.37\sigma. \quad (\text{A.18})$$

Interessanterweise ist dieser Fehler unabhängig von dem Radius des Kreises.

Fazit

Bei gleichen Voraussetzungen (gleiche Anzahl der Punkte, gleicher Detektionsfehler) führt die Berechnung des Mittelpunktes einmal durch den Schnitt von Geraden und einmal durch Einsetzen der Punkte in Kreisgleichungen zu einen fundamentalen Unterschied des resultierenden Mittelpunktfehlers: Im Gegensatz zur Berechnung des Mittelpunkts durch den Schnitt von Geraden ist der Mittelpunktfehler bei der Berechnung durch Kreise unabhängig von dem Radius.

Werden nun die Mittelpunktfehlergleichungen A.7 und A.17 gleichgesetzt, ergibt sich für $\alpha = 5.5^\circ$ und $\Delta = 20\text{mm}$ bei einem Radius von $r \approx 188\text{mm}$ ein identischer Mittelpunktfehler durch beide Berechnungsarten. Für kleinere Radien ist daher auf jeden Fall die Berechnung durch den Schnitt von Geraden zu bevorzugen. Bei größeren Radien ist dieser Berechnung nach die Verwendung von Kreisgleichungen genauer. Allerdings wurde hier zur Vereinfachung auf Kreise zurückgegriffen. In der Realität müssen Ellipsengleichungen verwendet werden, welche einen höheren Freiheitsgrad und damit auch einen größeren Mittelpunktfehler nach sich ziehen. Daraus kann geschlossen werden, dass für die gegebene Plattengröße mit einem „durchschnittlichen“ Radius von $r = 250\text{mm}$ die Berechnung durch den Schnitt von Geraden von Vorteil ist.

Eigene Literatur und betreute Abschlussarbeiten

- [1] Teena Steger and Georgios Sakas, "Markeranordnung und Verfahren zur intraoperativen Bestimmung einer Position und Orientierung eines beweglichen bildgebenden Systems", Patent eingereicht (2012), noch nicht offengelegt.
- [2] Teena Steger, Sebastian Steger, and Stefan Wesarg, "Marker Removal for C-arm Pose Estimation based Bronchoscope Navigation using Image Inpainting", *Biomed Tech (Berl)*, Sep 2013.
- [3] Kai Kratz, "Construction of a tracheobronchial tree graph representation for ultrathin bronchoscopy planning and navigation", Master's thesis, University of Applied Sciences Darmstadt, 2012.
- [4] Teena Steger, Wissam El-Hakimi, and Stefan Wesarg, "Tracking von Instrumenten auf fluoroskopischen Aufnahmen für die navigierte Bronchoskopie", in *Bildverarbeitung für die Medizin (BVM)*, 2014.
- [5] Teena Steger and Martin Hoßbach, "Navigated bronchoscopy using intraoperative fluoroscopy and preoperative CT", in *9th IEEE International Symposium on Biomedical Imaging (ISBI)*, 2012, pp. 1220–1223.
- [6] Teena Steger and Stefan Wesarg, "Quantitative analysis of marker segmentation for c-arm pose based navigation", in *XIII Mediterranean Conference on Medical and Biological Engineering and Computing 2013*, Laura M. Roa Romero, Ed., vol. 41 of *IFMBE Proceedings*, pp. 487–490. Springer International Publishing, 2014.
- [7] Teena Steger, Martin Hoßbach, and Stefan Wesarg, "Marker detection evaluation by phantom and cadaver experiments for C-arm pose estimation pattern", *Proc. SPIE*, vol. 8671, pp. 86711V–86711V–9, 2013.
- [8] Teena Steger and Stefan Wesarg, "Image-based bronchoscopy navigation system based on CT and C-arm fluoroscopy", in *CLIP*, Klaus Drechsler et al., Eds. 2013, LNCS, Springer.
- [9] Teena Steger and Stefan Wesarg, "Augmented 3D bronchoscopy navigation based on C-arm fluoroscopy", in *16. Anwendungsbezogener Workshop zur Erfassung, Modellierung, Verarbeitung und Auswertung von 3D-Daten*, Berlin, Germany, 2013.

Literaturverzeichnis

- [10] S. G. Armato, R. Y. Roberts, M. F. McNitt-Gray, C. R. Meyer, A. P. Reeves, G. McLennan, R. M. Engelmann, P. H. Bland, D. R. Aberle, E. A. Kazerooni, H. MacMahon, E. J. R. van Beek, D. Yankelevitz, B. Y. Croft, and L. P. Clarke. The Lung Image Database Consortium (LIDC): ensuring the integrity of expert-defined "truth". *Academic Radiology*, 14(12):1455 – 1463, 2007.
- [11] I. Atmosukarto, T. D. Soper, R. W. Glenny, E. J. Seibel, and L. G. Shapiro. An interactive 3D user interface for guided bronchoscopy. volume 6509, page 65091G. SPIE, 2007.
- [12] M. S. Ayad, J. Lee, A. Deguet, E. C. Burdette, and J. L. Prince. C-arm Pose Estimation Using a Set of Coplanar Ellipses in Correspondence. *Proc IEEE Int Symp Biomed Imaging*, 2010:1401–1404, Apr 2010.
- [13] R. J. Barlow. *Statistics: A Guide to the Use of Statistical Methods in the Physical Sciences (Manchester Physics Series)*. WileyBlackwell, reprint edition, 1989.
- [14] A. V. Bartrolí. *Visualization Techniques for Virtual Endoscopy*. PhD thesis, Institute of Computer Graphics and Algorithms, Vienna University of Technology, Favoritenstrasse 9-11/186, A-1040 Vienna, Austria, 2001.
- [15] D. Bartz, W. Straßer, . Gürvit, D. Freudenstein, and M. Skalej. Interactive and multi-modal visualization for neuroendoscopic interventions. In *In Data Visualization (Proc. of Symposium on Visualization*, pages 157–164, 2001.
- [16] P. Bata, D. L. Tarnoki, A. D. Tarnoki, Z. Domjan, I. Buzogany, and V. Berczi. Essential role of using virtual pyeloscopy in the diagnosis of small satellite renal pelvic tumour in solitary kidney patient. *Canadian Urological Association Journal*, 6(5):E195, 2012.
- [17] M. Bertalmio, G. Sapiro, V. Caselles, and C. Ballester. Image inpainting. In *Proc. SIGGRAPH*, pages 417–424, 2000.
- [18] W. Birkfellner, R. Seemann, M. Figl, J. Hummel, C. Ede, P. Homolka, X. Yang, P. Niederer, and H. Bergmann. Fast DRR generation for 2D/3D registration. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 8:960–967, 2005.
- [19] W. Birkfellner, J. Wirth, W. Burgstaller, B. Baumann, H. Staedele, B. Hammer, N. C. Gellrich, A. L. Jacob, P. Regazzoni, and P. Messmer. A faster method for 3D/2D medical image registration—a simulation study. *Phys Med Biol*, 48:2665–2679, Aug 2003.
- [20] C. Brack. *Röntgenbasierte Navigation von chirurgischen Werkzeugen in der Orthopädie*. Herbert Utz Verlag, 2000.
- [21] R. P. Brent. *Algorithms for Minimization Without Derivatives*. Prentice-Hall, Inc., Englewood Cliffs, New Jersey, 1973.

- [22] I. Bricault, G. Ferretti, and P. Cinquin. Registration of real and CT-derived virtual bronchoscopic images to assist transbronchial biopsy. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 17(5):703–714, oct. 1998.
- [23] L. G. Brown. A survey of image registration techniques. *ACM Comput. Surv.*, 24:325–376, December 1992.
- [24] D. Burkhardt, A. J., and G. Fichtinger. A cheap and easy method for 3D C-arm reconstruction using elliptic curves. In K. Cleary and M. I. Miga, editors, *Medical Imaging 2007: Visualization and Image-Guided Procedures*, volume 6509, page 65090B. SPIE, SPIE, 2007.
- [25] N. Byl, I. Wegner, I. Wolf, and H.-P. Meinzer. Segmentierung tubulärer Strukturen mittels Modell-zu-Bild-Registrierung. In *Bildverarbeitung für die Medizin 2007*, Informatik aktuell. Part 6 edition, 2007.
- [26] J. Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans. Pattern Anal. Mach. Intell.*, 8:679–698, 1986.
- [27] M. Caversaccio, J. Garcia Giraldez, R. Thoranaghatte, G. Zheng, P. Eggli, L. Nolte, and M. Gonzalez Ballester. Augmented reality endoscopic system (ARES): preliminary results. *Rhinology*, 46(2):156–8, 2008.
- [28] X. Chen, M. R. Varley, L.-K. Shark, G. S. Shentall, and M. C. Kirby. Automatic 3D-2D image registration using partial digitally reconstructed radiographs along projected anatomic contours. In *MEDIVIS '07: Proceedings of the International Conference on Medical Information Visualisation - BioMedical Visualisation*, pages 3–8, Washington, DC, USA, 2007. IEEE Computer Society.
- [29] G. Chintalapani, A. K. Jain, D. H. Burkhardt, J. L. Prince, and G. Fichtinger. CTREC: C-arm tracking and reconstruction using elliptic curves. *Computer Vision and Pattern Recognition Workshop*, 0:1–7, 2008.
- [30] J. S. Day, D. J. Murdoch, and G. A. Dumas. Calibration of position and angular data from a magnetic tracking device. *Journal of Biomechanics*, 33(8):1039 – 1045, 2000.
- [31] D. Deguchi, K. Mori, M. Feuerstein, T. Kitasaka, C. R. M. Jr., Y. Suenaga, H. Takabatake, M. Mori, and H. Natori. Selective image similarity measure for bronchoscope tracking based on image registration. *Medical Image Analysis*, 13(4):621 – 633, 2009.
- [32] F. Deligianni, A. Chung, and G.-Z. Yang. Patient-specific bronchoscope simulation with pq-space-based 2D/3D registration. *Computer Aided Surgery*, 9(5):215–226, July 2004.
- [33] F. Deligianni, A. J. Chung, and G.-Z. Yang. Nonrigid 2-D/3-D registration for patient specific bronchoscopy simulation with statistical shape modeling: phantom validation. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 25(11):1462–1471, 2006.
- [34] D. F. DeMenthon and L. S. Davis. Model-based object pose in 25 lines of code. *International Journal of Computer Vision*, 15:123–141, 1995.

- [35] B. Diotte, P. Fallavollita, L. Wang, S. Weidert, P.-H. Thaller, E. Euler, and N. Navab. Radiation-free drill guidance in interlocking of intramedullary nails. In *Proceedings of the 15th international conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention - Volume Part I*, MICCAI'12, pages 18–25, Berlin, Heidelberg, 2012. Springer-Verlag.
- [36] DKG. *Lungenkrebs. Informationen für Patienten und Angehörige*. Deutsche Krebsgesellschaft, 2. auflage edition, 2012.
- [37] C. Dold, U. Bockholt, M. Roth, C. Heussel, J. Gosepath, and G. Sakas. Segmentation and navigation support of clinical data sets to simulate the bronchoscopy and rhinoscopy. 2007.
- [38] K. Drechsler and C. O. Laura. Dimension reduction based on centroids for multimodal anatomical landmark-based 3d/2d registration of coronary angiograms. In P. Richard and J. Braz, editors, *IMAGAPP/IVAPP*, pages 173–180. INSTICC Press, 2010.
- [39] R. Eberhardt, R. K. Morgan, A. Ernst, T. Beyer, and F. J. Herth. Comparison of Suction Catheter versus Forceps Biopsy for Sampling of Solitary Pulmonary Nodules Guided by Electromagnetic Navigational Bronchoscopy. *Respiration*, Jul 2009.
- [40] P. Fallavollita, C. Burdette, D. Song, P. Abolmaesumi, and G. Fichtinger. C-arm pose estimation in prostate brachytherapy by registration to ultrasound. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 13:311–318, 2010.
- [41] P. Fallavollita, C. Burdette, D. Song, P. Abolmaesumi, and G. Fichtinger. C-arm tracking by intensity-based registration of a fiducial in prostate brachytherapy. In N. Navab and P. Jannin, editors, *Information Processing in Computer-Assisted Interventions*, volume 6135 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 45–55. Springer Berlin / Heidelberg, 2010.
- [42] G. S. Fischer and R. H. Taylor. Electromagnetic tracker measurement error simulation and tool design. *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2005*, 3750/2005:73–80, 2005.
- [43] O. Forster. *Analysis 1 Differential- und Integralrechnung einer Veränderlichen*. Vieweg, 1983.
- [44] D. D. Frantz, A. D. Wiles, S. E. Leis, and S. R. Kirsch. Accuracy assessment protocols for electromagnetic tracking systems. *Physics in Medicine and Biology*, 48(14):2241, 2003.
- [45] J. W. T. Frederick Mosteller. *Data Analysis and Regression – a second course in statistics*. Addison-Wesley, 1977.
- [46] B. Geiger, R. Kikinis, and B. Ma. Simulation of endoscopy. In *Proceedings CVRMed '95*, ed. Nicholas Ayache, pages 277–281. Springer Verlag, 1994.
- [47] I. Gergel, T. R. dos Santos, R. Tetzlaff, L. Maier-Hein, H.-P. Meinzer, and I. Wegner. Particle filtering for respiratory motion compensation during navigated bronchoscopy. volume 7625, page 76250W. SPIE, 2010.
- [48] I. Gergel, R. Tetzlaff, H.-P. Meinzer, and I. Wegner. In vitro Evaluation einer neuartigen elektromagnetischen Aspirationsnadel. In W. Brauer, H. Handels, J. Ehrhardt, T. M. Deserno, H.-P. Meinzer, and T. Tolxdorff, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin 2011*, Informatik aktuell, pages 229–233. Springer Berlin Heidelberg, 2011.

- [49] I. Gergel, I. Wegner, R. Tetzlaff, and H.-P. Meinzer. Zweistufige Segmentierung des Tracheobronchialbaums mittels iterativen adaptiven Bereichswachstumsverfahren. In *Bildverarbeitung für die Medizin 2009*, Informatik aktuell. Part 3 edition, 2009.
- [50] G. Goeckenjan, H. Sitter, M. Thomas, D. Branscheid, M. Flentje, F. Griesinger, N. Niederle, M. Stuschke, T. Blum, K. M. Deppermann, J. Ficker, L. Freitag, A. Lübke, T. Reinhold, E. Späth-Schwalbe, D. Ukena, M. Wickert, M. Wolf, S. Andreas, T. Auberger, R. Baum, B. Baysal, J. Beuth, H. Bickeböller, A. Böcking, R. Bohle, I. Brüske, O. Burghuber, N. Dickgreber, S. Diederich, H. Dienemann, W. Eberhardt, S. Eggeling, T. Fink, B. Fischer, M. Franke, G. Friedel, T. Gauler, S. Gütz, H. Hautmann, A. Hellmann, D. Hellwig, F. Herth, C. Heußel, W. Hilbe, F. Hoffmeyer, M. Horneber, R. Huber, J. Hübner, H. U. Kauczor, K. Kirchbacher, D. Kirsten, T. Kraus, S. Lang, U. Martens, A. Mohn-Staudner, K. M. Müller, J. Müller-Nordhorn, D. Nowak, U. Ochmann, B. Passlick, I. Petersen, R. Pirker, B. Pokrajac, M. Reck, S. Riha, C. Rübe, A. Schmittel, N. Schönfeld, W. Schütte, M. Serke, G. Stamatis, M. Steingraber, M. Steins, E. Stoelben, L. Swoboda, H. Teschler, H. Tessen, M. Weber, A. Werner, H. E. Wichmann, E. Irlinger Wimmer, C. Witt, and H. Worth. Prävention, Diagnostik, Therapie und Nachsorge des Lungenkarzinoms. *Pneumologie*, 65(08):e51–e75, Aug 2011.
- [51] M. Graham, J. Gibbs, D. Cornish, and W. Higgins. Robust 3-D airway tree segmentation for image-guided peripheral bronchoscopy. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 29(4):982–997, 2010.
- [52] M. W. Graham, J. D. Gibbs, and W. E. Higgins. Robust system for human airway-tree segmentation. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6914 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Apr 2008.
- [53] A. Groch, S. Haase, and M. Wagner. Optimierte endoskopische Time-of-Flight Oberflächenrekonstruktion durch Integration eines Struktur-durch-Bewegung Ansatzes. In T. Tolxdorff and T. M. Deserno, editors, *Bildverarbeitung für die Medizin*, pages 39–44, Berlin, 2012.
- [54] R. I. Hartley and A. Zisserman. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. Cambridge University Press, ISBN: 0521540518, second edition, 2004.
- [55] H. Hautmann, A. Schneider, T. Pinkau, F. Peltz, and H. Feussner. Electromagnetic catheter navigation during bronchoscopy: validation of a novel method by conventional fluoroscopy. *Chest*, 128:382–387, Jul 2005.
- [56] J. P. Helferty, A. J. Sherbondy, A. P. Kiraly, and W. E. Higgins. Computer-based System for the Virtual-Endoscopic Guidance of Bronchoscopy. *Comput Vis Image Underst*, 108:171–187, Nov 2007.
- [57] W. E. Higgins, J. P. Helferty, K. Lu, S. A. Merritt, L. Rai, and K.-C. Yu. 3D CT-video fusion for image-guided bronchoscopy. *Computerized Medical Imaging and Graphics*, 32(3):159 – 173, 2008.
- [58] R. Hofstetter, M. Slomczykowski, M. Sati, and L. P. Nolte. Fluoroscopy as an imaging means for computer-assisted surgical navigation. *Comput. Aided Surg.*, 4:65–76, 1999.

- [59] J. Hong, S. Kim, M. Hashizume, and H. Cho. Endoscopic image overlay surgical navigation using augmented and virtual reality technologies. In *Control Conference (ASCC), 2011 8th Asian*, pages 574–578, 2011.
- [60] L. Hong, S. Muraki, A. Kaufman, D. Bartz, and T. He. Virtual voyage: Interactive navigation in the human colon, 1997.
- [61] B. K. P. Horn and E. J. Weldon. Direct methods for recovering motion. *International Journal of Computer Vision*, 2(1):51–76, 1988.
- [62] Z. Huang, W. Xiao, and G. Li. [evaluating the clinical applications of CTVL in laryngeal carcinomas]. *Lin Chuang Er Bi Yan Hou Ke Za Zhi*, 16(3):104–5, 2002.
- [63] J. Hummel, M. Figl, M. Bax, R. Shahidi, H. Bergmann, and W. Birkfellner. Evaluation of dynamic electromagnetic tracking deviation. volume 7261, page 72612U. SPIE, 2009.
- [64] L. Ibanez, W. Schroeder, L. Ng, and J. Cates. *The ITK Software Guide*. Kitware, Inc. ISBN 1-930934-15-7, <http://www.itk.org/ItkSoftwareGuide.pdf>, second edition, 2005.
- [65] M. Ikits, J. Brederson, C. Hansen, and J. Hollerbach. An improved calibration framework for electromagnetic tracking devices. In *Virtual Reality, 2001. Proceedings. IEEE*, pages 63 –70, march 2001.
- [66] K. Inamoto, K. Kouzai, T. Ueeda, and T. Marukawa. CT virtual endoscopy of the stomach: comparison study with gastric fiberoscopy. *Abdominal Imaging*, 30(4):473–479, 2005.
- [67] M. Isard and A. Blake. CONDENSATION - conditional density propagation for visual tracking. *International Journal of Computer Vision*, 29:5–28, 1998.
- [68] A. Jain and G. Fichtinger. C-arm tracking and reconstruction without an external tracker. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 9:494–502, 2006.
- [69] A. Jain, R. Kon, Y. Zhou, and G. Fichtinger. C-arm calibration—is it really necessary? *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 8:639–646, 2005.
- [70] A. K. Jain, T. Mustufa, Y. Zhou, E. C. Burdette, G. S. Chirikjian, and G. Fichtinger. A robust fluoroscope tracking (FTRAC) fiducial. In R. L. Galloway, Jr. and K. R. Cleary, editors, *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 5744 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, pages 798–809, Apr 2005.
- [71] P. Kaatsch, C. Spix, A. Katalinic, and S. Hentschel. Krebs in Deutschland 2007/2008, 2012.
- [72] U. Kage, editor. *Das Medizinproduktegesetz: Staatliche Risikosteuerung unter dem Einfluss europäischer Harmonisierung*, volume 21 of *Veröffentlichungen des Instituts für Deutsches, Europäisches und Internationales Medizinrecht, Gesundheitsrecht und Bioethik der Universitäten Heidelberg und Mannheim*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg, 2005.
- [73] B. Kainz, M. Grabner, and M. Ruther. Fast marker based C-Arm pose estimation. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 11:652–659, 2008.

- [74] KARL STORZ GmbH & Co. Die mobile Navigationslösung. www.karlstorz.com/cps/rde/xchg/SID-25BB55DF-14189E98/karlstorz/hs.xsl/17092.htm/, Stand: Okt 2013.
- [75] M. Karul. Computerassistierte Lungenkrebsdetektion im Thoraxröntgen. *Der Radiologe*, 51:263–263, 2011.
- [76] M. J. Kaufman, A. System and method for virtually augmented endoscopy, 2011.
- [77] V. V. Kindratenko. A survey of electromagnetic position tracker calibration techniques. In *In Virtual Reality: Research, Development, and Applications*, pages 169–182, 2000.
- [78] T. Klein, J. Traub, H. Hautmann, A. Ahmadian, and N. Navab. Fiducial-free registration procedure for navigated bronchoscopy. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*, 10:475–482, 2007.
- [79] K. Koch. *Untersuchungen zur Früherkennung - Krebs : Nutzen und Risiken*. Stiftung Warentest, Berlin, 1 edition, 2005.
- [80] R. Kramme. *Medizintechnik*. Springer, 2011.
- [81] C. Lacalli. Matching von Angiographiebildern mit tomographischen Volumendaten. Master's thesis, Universität Koblenz-Landau, 2006.
- [82] B. Lamprecht, P. Porsch, C. Pirich, and M. Studnicka. Electromagnetic navigation bronchoscopy in combination with PET-CT and rapid on-site cytopathologic examination for diagnosis of peripheral lung lesions. *Lung*, 187:55–59, 2009.
- [83] D. LaRose. *Iterative X-ray/CT Registration Using Accelerated Volume Rendering*. PhD thesis, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, PA, May 2001.
- [84] K. Levenberg. A method for the solution of certain problems in least squares. *Quart. Applied Math.*, 2:164–168, 1944.
- [85] M. A. Livingston and A. State. Magnetic tracker calibration for improved augmented reality registration. presence: Teleoperators and virtual environments. 6:532–546, 1997.
- [86] H. Livyatan, Z. Yaniv, and L. Joskowicz. Gradient-based 2-D/3-D rigid registration of fluoroscopic X-ray to CT. *IEEE Trans Med Imaging*, 22:1395–1406, Nov 2003.
- [87] S. Lloyd. Least squares quantization in pcm. *Information Theory, IEEE Transactions on*, 28(2):129–137, 1982.
- [88] P. Lo and B. V. Ginneken. Extraction of airways from CT (EXACT ' 09). *The Second International Workshop On Pulmonary Image Analysis*, pages 175–189, 2009.
- [89] T. C. Lüth and G. Strauss. Different assistance concepts for rigid endoscopes: Technical point of view. *Endo heute*, 23(1):53–58, 2010.
- [90] X. Luo, M. Feuerstein, D. Deguchi, T. Kitasaka, H. Takabatake, and K. Mori. Development and comparison of new hybrid motion tracking for bronchoscopic navigation. *Medical Image Analysis*, (0):–, 2010.

- [91] X. Luo, M. Feuerstein, T. Kitasaka, and K. Mori. Robust bronchoscope motion tracking using sequential monte carlo methods in navigated bronchoscopy: dynamic phantom and patient validation. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, pages 1–17, 2011.
- [92] X. Luo, M. Feuerstein, T. Sugiura, T. Kitasaka, K. Imaizumi, Y. Hasegawa, and K. Mori. Towards hybrid bronchoscope tracking under respiratory motion: evaluation on a dynamic motion phantom. volume 7625, page 76251B. SPIE, 2010.
- [93] X. Luo, T. Kitasaka, and K. Mori. Bronchoscopy navigation beyond electromagnetic tracking systems: A novel bronchoscope tracking prototype. In G. Fichtinger, A. Martel, and T. Peters, editors, *Medical Image Computing and Computer-Assisted Interventions MICCAI 2011*, volume 6891 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 194–202. Springer Berlin / Heidelberg, 2011.
- [94] J. B. Maintz and M. A. Viergever. A survey of medical image registration. *Med Image Anal*, 2:1–36, Mar 1998.
- [95] P. Markelj, D. Tomaževič, B. Likar, and F. Pernuš. A review of 3D/2D registration methods for image-guided interventions. *Med Image Anal*, Apr 2010.
- [96] D. W. Marquardt. An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters. *SIAM Journal on Applied Mathematics*, 11(2):431–441, 1963.
- [97] M. Mitschke and N. Navab. Recovering projection geometry: How a cheap camera can outperform an expensive stereo system. In *in Conference on Computer Vision and Pattern Recognition (CVPR 2000)* (IEEE Computer Society, page 1193, 2000.
- [98] K. Mori, D. Deguchi, K. Akiyama, T. Kitasaka, C. R. Maurer, Y. Suenaga, H. Takabatake, M. Mori, and H. Natori. Hybrid bronchoscope tracking using a magnetic tracking sensor and image registration. *Med Image Comput Comput Assist Interv Int Conf Med Image Comput Comput Assist Interv*, 8:543–550, 2005.
- [99] K. Mori, D. Deguchi, T. Kitasaka, Y. Suenaga, H. Takabatake, M. Mori, H. Natori, and C. R. Maurer. Bronchoscope tracking based on image registration using multiple initial starting points estimated by motion prediction. In *Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention – MICCAI 2006*, pages 645–652, 2006.
- [100] K. Mori, D. Deguchi, J. Sugiyama, Y. Suenaga, J. Toriwaki, C. R. Maurer, H. Takabatake, and H. Natori. Tracking of a bronchoscope using epipolar geometry analysis and intensity-based image registration of real and virtual endoscopic images. *Med Image Anal*, 6:321–336, Sep 2002.
- [101] H. Morr, A. Gillissen, K. Neukirchen, and T. O. F. Wagner. Bronchoskopie. Deutsche Lungenstiftung, 2008.
- [102] E. Moulton, E. C. Burdette, D. Y. Song, P. Abolmaesumi, G. Fichtinger, and P. Fallavollita. Automatic C-arm pose estimation via 2D/3D hybrid registration of a radiographic fiducial. In K. H. Wong and D. R. H. III, editors, *SPIE Medical Imaging*, volume 7964, page 79642S, Lake Buena Vista (Orlando), Florida, USA, 03/2011 2011. SPIE, SPIE.

- [103] C. Nafis, V. Jensen, and R. von Jako. Method for evaluating compatibility of commercial electromagnetic (EM) microsensor tracking systems with surgical and imaging tables. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6918 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Apr. 2008.
- [104] N. Navab, A. R. Bani-Hashemi, M. Mitschke, D. W. Holdsworth, R. Fahrig, A. J. Fox, and R. Graumann. Dynamic geometrical calibration for 3D cerebral angiography. In R. L. van Metter & J. Beutel, editor, *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 2708 of *Presented at the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference*, pages 361–370, Apr. 1996.
- [105] N. Navab, M. Mitschke, and O. Schuetz. Camera-augmented mobile C-arm (CAMC) application: 3D reconstruction using a low-cost mobile C-arm. In *Proc. Int'l Conf. Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention (MICCAI)*, volume 1679, pages 688–697, 1999.
- [106] J. A. Nelder and R. Mead. A Simplex Method for Function Minimization. *The Computer Journal*, 7(4):308–313, Jan. 1965.
- [107] D. Ost, R. Shah, E. Anasco, L. Lusardi, J. Doyle, C. Austin, and A. Fein. A randomized trial of ct fluoroscopic-guided bronchoscopy vs conventional bronchoscopy in patients with suspected lung cancer. *CHEST Journal*, 134(3):507–513, 2008.
- [108] G. P. Penney, J. Weese, J. A. Little, P. Desmedt, D. L. Hill, and D. J. Hawkes. A comparison of similarity measures for use in 2D-3D medical image registration. *Lecture Notes in Computer Science*, 1496/1998:1153, 1998.
- [109] R. Phillips, A. Mohsen, W. J. Viant, S. Malek, Q. Li, N. Shah, M. Bielby, and K. Sherman. A phantom based approach to fluoroscopic navigation for orthopaedic surgery. In C. Barillot, D. R. Haynor, and P. Hellier, editors, *MICCAI (2)*, volume 3217 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 621–628. Springer, 2004.
- [110] M. J. D. Powell. An efficient method for finding the minimum of a function of several variables without calculating derivatives. *The Computer Journal*, 7(2):155–162, Jan. 1964.
- [111] W. Press, S. Teukolsky, W. Vetterling, and B. Flannery. *Numerical Recipes in C*. Cambridge University Press, Cambridge, UK, 2nd edition, 1992.
- [112] L. Rai, J. P. Helferty, and W. E. Higgins. Combined video tracking and image-video registration for continuous bronchoscopic guidance. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, 3:315–329, Sept 2008.
- [113] U. Ramer. An iterative procedure for the polygonal approximation of plane curves. *Computer Graphics and Image Processing*, 1(3):244 – 256, 1972.
- [114] T. Reichl, I. Gergel, M. Menzel, H. Hautmann, I. Wegner, H.-P. Meinzer, and N. Navab. Real-time motion compensation for EM bronchoscope tracking with smooth output - ex-vivo validation. volume 8316, page 83163A. SPIE, 2012.
- [115] T. Reichl, X. Luo, M. Menzel, H. Hautmann, K. Mori, and N. Navab. Deformable registration of bronchoscopic video sequences to CT volumes with guaranteed smooth output. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 14:17–24, 2011.

- [116] T. Rohlfing, D. B. Russakoff, M. J. Murphy, and C. R. Maurer. An intensity-based registration algorithm for probabilistic images and its application for 2D to 3D image registration. 2002.
- [117] D. B. Russakoff, T. Rohlfing, D. Rueckert, R. Shahidi, D. Kim, and C. R. Maurer, Jr. Fast calculation of digitally reconstructed radiographs using light fields. In M. Sonka & J. M. Fitzpatrick, editor, *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 5032 of *Presented at the Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference*, pages 684–695, May 2003.
- [118] S. T. Russell, A. Kawashima, T. J. Vrtiska, A. J. LeRoy, M. R. Bruesewitz, R. P. Hartman, J. M. Slezak, C. H. McCollough, G. K. Chow, and B. F. King. *Journal of Endourology*, 19(2):188–192, March 2005.
- [119] Y. Schwarz, J. Greif, H. D. Becker, A. Ernst, and A. Mehta. Real-time electromagnetic navigation bronchoscopy to peripheral lung lesions using overlaid CT images: the first human study. *Chest*, 129:988–994, Apr 2006.
- [120] Y. Schwarz, A. C. Mehta, A. Ernst, F. Herth, A. Engel, D. Besser, and H. D. Becker. Electromagnetic navigation during flexible bronchoscopy. *Respiration*, 70:516–522, 2003.
- [121] Scopis GmbH. Patiententracker Schädel. <http://www.scopis.com/produkte/scopisr-patient-tracker/>, Stand: Okt 2013.
- [122] Scopis GmbH. Scopis® Augmented Reality - Navigationspunkte. www.scopis.com/produkte/scopis-augmented-reality/, Stand: Okt 2013.
- [123] J. Shen and S. Castan. An optimal linear operator for step edge detection. *CVGIP: Graphical Models and Image Processing*, 54(2):112 – 133, 1992.
- [124] L. Soler, S. Nicolau, A. Hostettler, J.-B. Fasquel, V. Agnus, A. Charnoz, J. Moreau, B. Dallemagne, D. Mutter, and J. Marescaux. Virtual reality and augmented reality applied to endoscopic and notes procedures. In O. D’Assel and W. Schlegel, editors, *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany*, volume 25/6 of *IFMBE Proceedings*, pages 362–365. Springer Berlin Heidelberg, 2009.
- [125] S. B. Solomon, P. White, D. E. Acker, J. Strandberg, and A. C. Venbrux. Real-time bronchoscope tip localization enables three-dimensional CT image guidance for transbronchial needle aspiration in swine. *Chest*, 114(5):1405–1410, 1998.
- [126] S. B. Solomon, P. White, C. M. Wiener, J. B. Orens, and K. P. Wang. Three-dimensional CT-guided bronchoscopy with a real-time electromagnetic position sensor: a comparison of two image registration methods. *Chest*, 118:1783–1787, Dec 2000.
- [127] M. Sonka, V. Hlavac, and R. Boyle. *Image Processing, Analysis, and Machine Vision*. Thomson-Engineering, 2007.
- [128] T. Soper, D. Haynor, R. Glenny, and E. Seibel. Validation of CT-video registration for guiding a novel ultrathin bronchoscope to peripheral lung nodules using electromagnetic tracking. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 7261 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Feb. 2009.

- [129] T. D. Soper, D. R. Haynor, R. W. Glenny, and E. J. Seibel. A model of respiratory airway motion for real-time tracking of an ultrathin bronchoscope. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6511 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Mar. 2007.
- [130] T. D. Soper, D. R. Haynor, R. W. Glenny, and E. J. Seibel. In vivo validation of a hybrid tracking system for navigation of an ultrathin bronchoscope within peripheral airways. *IEEE Trans Biomed Eng*, 57:736–745, Mar 2010.
- [131] S. Steger and G. Sakas. FIST: Fast interactive segmentation of tumors. In *Abdominal Imaging*, pages 125–132, 2011.
- [132] superDimension. iLogic Solution. <http://www.superdimension.com/index.cfm/go/Products.iLogic/>, Stand: Okt 2013.
- [133] superDimension. Peripheral lung lesions are beyond the reach of conventional bronchoscopes. <http://www.superdimension.com/index.cfm/go/Products.iLogic/>, Stand: Okt 2013.
- [134] R. Thoranaghatte, J. Garcia, M. Caversaccio, D. Widmer, M. Gonzalez Ballester, L. Nolte, and G. Zheng. Landmark-based augmented reality system for paranasal and transnasal endoscopic surgeries. *Int J Med Robot*, 5(4):415–22, 2009.
- [135] D. Tomazevic, B. Likar, T. Slivnik, and F. Pernus. 3-D/2-D registration of CT and MR to X-ray images. *IEEE Trans Med Imaging*, 22:1407–1416, Nov 2003.
- [136] J. Traub, S. Kaur, P. Kneschaurek, and N. Navab. Evaluation of electromagnetic error correction methods. In *Proceedings of BVM 2007*. Springer, March 2007.
- [137] R. Tsai. A versatile camera calibration technique for high-accuracy 3D machine vision metrology using off-the-shelf TV cameras and lenses. *Robotics and Automation, IEEE Journal of*, 3(4):323–344, 1987.
- [138] J. Tschirren, T. Yavarna, and J. M. Reinhardt. Airway Segmentation Framework for Clinical Environments. In M. Brown, M. de Bruijne, B. van Ginneken, A. Kiraly, J.-M. Kuhnigk, C. Lorenz, J. R. McClelland, K. Mori, A. Reeves, and J. M. Reinhardt, editors, *Second International Workshop on Pulmonary Image Analysis*, pages 227–238, London, UK, 2009.
- [139] E. van de Kraats, G. Penney, D. Tomazevic, T. van Walsum, and W. Niessen. Standardized evaluation methodology for 2-D-3-D registration. *Medical Imaging, IEEE Transactions on*, 24(9):1177–1189, sept. 2005.
- [140] E. B. van de Kraats, T. van Walsum, L. Kendrick, N. J. Noordhoek, and W. J. Niessen. Accuracy evaluation of direct navigation with an isocentric 3D rotational X-ray system. *Med Image Anal*, 10:113–124, Apr 2006.
- [141] I. M. J. van der Bom, S. Klein, M. Staring, R. Homan, L. W. Bartels, and J. P. W. Pluim. Evaluation of optimization methods for intensity-based 2D-3D registration in X-ray guided interventions. volume 7962, page 796223. SPIE, 2011.

- [142] M. Vetter, I. Wolf, I. Wegner, H.-P. Meinzer, and H. Becker. Inkrementelle Echtzeitregistrierung von getrackten Instrumenten in roehrenfoermigen Organstrukturen innerhalb des menschlichen Koerpers.
- [143] P. Viola and W. Wells. Alignment by maximization of mutual information. In *Computer Vision, 1995. Proceedings., Fifth International Conference on*, pages 16–23, 1995.
- [144] L. Wang, J. Traub, S. Weidert, S. M. Heining, E. Euler, and N. Navab. Parallax-free intra-operative X-ray image stitching. *Med Image Anal*, 14:674–686, Oct 2010.
- [145] J. Weese, T. M. Buzug, C. Lorenz, and C. Fassnacht. An approach to 2D/3D registration of a vertebra in 2D X-ray fluoroscopies with 3D CT images. In *Proceedings of the First Joint Conference on Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medial Robotics and Computer-Assisted Surgery, CVRMed-MRCAS '97*, pages 119–128, London, UK, 1997. Springer-Verlag.
- [146] J. Weese, G. P. Penney, P. Desmedt, T. M. Buzug, D. L. Hill, and D. J. Hawkes. Voxel-based 2-D/3-D registration of fluoroscopy images and CT scans for image-guided surgery. *IEEE Trans Inf Technol Biomed*, 1:284–293, Dec 1997.
- [147] I. Wegner, J. Biederer, R. Tetzlaff, I. Wolf, and H.-P. Meinzer. Evaluation and extension of a navigation system for bronchoscopy inside human lungs. In *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6509 of *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, Mar. 2007.
- [148] I. Wegner, R. Tetzlaff, J. Biederer, I. Wolf, and H.-P. Meinzer. An evaluation environment for respiratory motion compensation in navigated bronchoscopy. volume 6918, page 691811. SPIE, 2008.
- [149] I. Wegner, M. Vetter, M. Schoebinger, I. Wolf, and H. Meinzer. Development of a navigation system for endoluminal brachytherapy in human lungs. In K. Cleary and R. J. Galloway, editors, *Society of Photo-Optical Instrumentation Engineers (SPIE) Conference Series*, volume 6141, pages 23–30, 2006.
- [150] P. Wolber, I. Wegner, T. Heimann, M. Puderbach, I. Wolf, and H.-P. Meinzer. Tracking und Segmentierung baumfoermiger, tubulaerer Strukturen mit einem hybriden Verfahren. In *Bildverarbeitung für die Medizin 2008*, Informatik aktuell. Part 13 edition, 2008.
- [151] B. J. Wood and P. Razavi. Virtual endoscopy: a promising new technology. *American family physician*, 66(1):107–12, July 2002.
- [152] XION GmbH. Navigiertes Endoskop. www.xion-medical.com//de/systemloesungen/navigation/navigiertes-endoskop/, Stand: Okt 2013.
- [153] D. Xu, S. Xu, D. Herzka, R. Yung, M. Bergtholdt, L. Gutierrez, and E. McVeigh. 2D/3D registration for X-ray guided bronchoscopy using distance map classification. In *Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), 2010 Annual International Conference of the IEEE*, pages 3715 –3718, 31 2010-sept. 4 2010.

- [154] D. Xu, S. Xu, D. A. Herzka, R. C. Yung, M. Bergthold, L. F. Gutierrez, and E. R. McVeigh. Single-view 2D/3D registration for x-ray guided bronchoscopy. In *Proceedings of the 2010 IEEE international conference on Biomedical imaging: from nano to Macro*, ISBI'10, pages 233–236, Piscataway, NJ, USA, 2010. IEEE Press.
- [155] R. Yagel, D. Stredney, G. J. Wiet, P. Schmalbrock, L. Rosenberg, D. J. Sessanna, and Y. Kurzion. Building a virtual environment for endoscopic sinus surgery simulation, 1996.
- [156] G. Zachmann. Distortion correction of magnetic fields for position tracking. In *Computer Graphics International, 1997. Proceedings*, pages 213 –220, 251, jun 1997.

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: Teena George Steger
Geburtstag und Ort: 29. Januar 1984 in Groß-Gerau
Familienstand: verheiratet, 1 Sohn
Nationalität: deutsch

Bildung

Abschluss Master of Science Informatik 09/2008
2006 – 2008 Masterstudium Informatik, Technische Universität Darmstadt
Abschluss Bachelor of Science Informatik 11/2006
2003 – 2006 Bachelorstudium Informatik, Johannes Gutenberg-Universität Mainz
2005 Auslandssemester, Kungliga Tekniska Högskolan Stockholm
Abschluss Abitur 03/2003
1990 – 2003 Grundschule und Gymnasium in Mainz

Berufspraxis

2009 – 2014 Wissenschaftliche Mitarbeiterin im Bereich Medical Imaging am Fraunhofer IGD Darmstadt
2008 HiWi-Tätigkeit im Bereich Medical Imaging am Fraunhofer IGD Darmstadt
2007 – 2008 Studentische Hilfskraft bei SAP Research CEC Darmstadt
2006 – 2007 HiWi-Tätigkeit im Bereich Medizinische Informatik am IMBEI Mainz
2006 Betriebspraktikum in der IT Softwareentwicklung TPC bei IBM Mainz